



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**MONOLİTİK ZİRKONYALARIN
IŞIK GEÇİRGENLİKLERİ VE KIRILMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

ADNAN EGE KÖSELER

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

KOCAELİ-2017



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**MONOLİTİK ZİRKONYALARIN
IŞIK GEÇİRGENLİKLERİ VE KIRILMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

ADNAN EGE KÖSELER

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

KOCAELİ-2017

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazılması aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

Tarih: / / 201....

Adnan Ege Köşeler

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen biricik hocam, danışmanım yeri geldiği zaman ağabeyim Yrd. Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ'a, Laboratuvar testlerini gerçekleştirmemde maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen KOÜ Makine Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Egemen AVCU'ya, KOÜ Jeoloji Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. İrfan YOLCUBAL'a ve KOÜ Kimya Bölümü Araştırma Görevlisi Ahmet ERDEM'e, çalışma materyallerinin hazırlık aşamasındaki destekleri ve yardımlarından dolayı Çelik Dental Laboratuvarı çalışanları ile Sayın Hakan Çelik'e ve İzmir Biyonik Dental çalışanlarından Yalçın CEYLAN'a, SEM analizlerini gerçekleştirmemde yardımcı olan Dumlupınar Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Gürel PEKKAN'a ve Kimya Mühendisliği Araştırma Görevlisi Ercan ÖZCAN'a, uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK'a ve diğer Öğretim Üyeleri Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Burcu KANAT ERTÜRK'e, uzmanlık eğitimim süresince dostluklarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Uzman Dt. Zinde GÜDER, Uzman Dt. Kübra DEĞİRMENCİ, Arş. Gör. Dt. Neslihan YENİCE, Arş. Gör. Dt. Gökçe DOĞAR, Arş. Gör. Dt. Begüm UZUNOĞLU, Arş. Gör. Dt. Ziya SAFERLİ, teknisyen arkadaşlarım Özlem-Ramazan İRİÇ, Engin YÜCEL, Musa UYUMAZ, Ferhat GEYİK ve diğer çalışma arkadaşlarım Özlem EREN, Birgül BOLİÇ ve Sevgi KAPLAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince ve hayatımın her anında bana destek olan annem Gül KÖSELER ve diş hekimi babam Erdal KÖSELER'e, biricik anneannem Güner KÖMBE'ye ve 10 senedir hayatımda olan sevgili eşim Arş. Gör. Dt. Berra ÇALIK KÖSELER'e yanımda olmaktan vazgeçemedikleri için teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Adnan Ege KÖSELER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İç Kapak Sayfası

BEYAN

TEŞEKKÜR

TABLOLAR DİZİNİ..... ix

RESİMLER DİZİNİ..... x

ŞEKİLLER DİZİNİ..... xi

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ xii

1. ÖZET 1

2. SUMMARY 2

3. GİRİŞ VE AMAÇ..... 3

4. GENEL BİLGİLER 5

4.1. Dental Seramikler 5

4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı 6

4.1.2. Dental Seramiklerin Özellikleri 7

4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 7

4.2. Zirkonya 13

4.2.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler Ve Tarihçesi..... 13

4.2.2. Zirkonyum Dioksitin Mikro Yapısı 14

4.2.2.1. Stabil Olmayan Zirkonyum Dioksit (ZrO_2) 14

4.2.2.2. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit 15

4.2.2.3. Y-TZP (Yitrium İle Stabilize Zirkonya)..... 16

4.2.3. Konvansiyonel Zirkonyanın Mekanik Özellikleri 17

4.2.3.1. Transformasyon Güçlenmesi 18

4.2.3.2. Düşük Isı Bozunması (LTD) 18

4.2.3.3. Tanecik Boyutu 19

4.2.3.4. Stabilizatör Miktarı..... 20

4.2.3.5. Yoğunluk..... 20

4.2.3.6. Üretim Teknikleri 20

4.2.3.7. Yüzey Uygulamaları..... 21

4.2.4. Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri 21

| | | |
|----------|---|----|
| 4.2.4.1. | Toksisite Derecesi..... | 22 |
| 4.2.4.2. | Radyoaktivite..... | 22 |
| 4.2.5. | Zirkonyanın Estetik Özellikleri | 22 |
| 4.2.5.1. | Işık Geçirgenliği | 22 |
| 4.2.5.2. | Renk..... | 23 |
| 4.2.6. | Zirkonyanın Veneerlenmesi | 24 |
| 4.2.7. | Zirkonya Üzerine Uygulanan Yüzey Modifikasyonları | 24 |
| 4.2.8. | Zirkonya Seramiklerin Sinterleme ve Üretim İşlemleri | 26 |
| 4.2.8.1. | Green Zirkonya..... | 26 |
| 4.2.8.2. | Presinterize Zirkonya..... | 28 |
| 4.2.8.3. | Sinterize Zirkonya | 28 |
| 4.2.9. | Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar | 29 |
| 4.2.9.1. | Konvansiyonel Y-TZP Bloklar..... | 29 |
| 4.2.9.2. | Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar..... | 29 |
| 4.3. | Işık..... | 31 |
| 4.3.1. | Kırılma ve Yansıma..... | 31 |
| 4.3.2. | Translusens ve Floresans Özellikler | 32 |
| 4.3.3. | Transluseriyi Etkileyen Faktörler | 33 |
| 4.3.4. | Işık Geçirgenliği Ölçümünde Kullanılan Cihazlar | 33 |
| 4.3.4.1. | Spektrofotometreler | 33 |
| 4.3.4.2. | Spektroradyometreler | 34 |
| 4.3.4.3. | Kolorimetreler | 34 |
| 4.4. | Mekanik Dayanıklılık Testleri..... | 34 |
| 4.4.1. | Üç Nokta Bükme Testi | 34 |
| 4.4.2. | Üç Top Üzerinde Piston Testi | 35 |
| 4.4.3. | Kırma Testi | 36 |
| 5. | GEREÇ VE YÖNTEM | 37 |
| 5.1. | Zirkonya Örneklerin Hazırlanması | 39 |
| 5.1.1. | Zirkonya Örneklerin Kesilmesi | 40 |
| 5.1.2. | Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi | 40 |
| 5.1.3. | Zirkonya Örneklerin Polisajı | 41 |
| 5.1.4. | Zirkonya Örnekler İçin Porselen İlave Gruplarının Oluşturulması | 42 |
| 5.2. | Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması | 44 |
| 5.2.1. | Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Kesilmesi | 44 |

| | | |
|--------|--|-----|
| 5.2.2. | Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Glazelenmesi..... | 44 |
| 5.2.3. | IPS Emax MO Grubuna Porselen İlavesi Yapılması..... | 44 |
| 5.3. | Örneklerin Işık Geçirgenliklerinin Ölçülmesi | 45 |
| 5.4. | SEM Analizi | 46 |
| 5.5. | Üç Top Üzerinde Piston Testi ile Örneklerin Dayanımlarının Ölçülmesi | 47 |
| 5.6. | İstatistiksel Değerlendirme | 50 |
| 6. | BULGULAR | 51 |
| 7. | TARTIŞMA | 64 |
| 8. | SONUÇLAR | 77 |
| 9. | KAYNAKLAR | 79 |
| 10. | EKLER | 94 |
| 10.1. | EK 1. Çalışmada Elde Edilen Sayısal Değerler | 94 |
| 12. | ÖZGEÇMİŞ | 103 |

TABLULAR DİZİNİ

| Tablo | Sayfa |
|---|--------------|
| Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller | 38 |
| Tablo 2. Çalışma grupları | 39 |
| Tablo 3. Sinterleme süre ve sıcaklıkları..... | 41 |
| Tablo 4. Zirkonya porseleni fırınlama talimatları..... | 43 |
| Tablo 5. Lityum disilikat porseleni fırınlama talimatları..... | 45 |
| Tablo 6. Işık geçirgenliğinin kalınlık parametresi ile ilişkisi | 51 |
| Tablo 7. Porselen grubu oluşturulan markalarda ışık geçirgenliğinin kalınlık ile ilişkisi .. | 52 |
| Tablo 8. 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri | 53 |
| Tablo 9. 0,8 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri | 54 |
| Tablo 10. 1,2 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri | 54 |
| Tablo 11. 0,8 mm porselen ilaveli örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri..... | 55 |
| Tablo 12. 0,5 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri..... | 56 |
| Tablo 13. 0,8 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri..... | 57 |
| Tablo 14. 1,2 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri..... | 58 |
| Tablo 15. 0,8 mm porselen ilaveli örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri..... | 58 |
| Tablo 16. Grupların biaksiyel esneme dayanımlarının kalınlık parametresi ile ilişkisi | 60 |

RESİMLER DİZİNİ

| Resim | Sayfa |
|---|--------------|
| Resim 1. Zirkonya blok ve CAD/CAM kesim tasarımı..... | 39 |
| Resim 2. A, B: Hassas örnek kesme cihazı ve kesici disk..... | 40 |
| Resim 3. Zirkonya polisaj frezi..... | 42 |
| Resim 4. Dijital kumpas yardımıyla örneklerin son kalınlıklarının ölçümü..... | 42 |
| Resim 5. Zirkonya örneklerin hazırlanmaları. | 43 |
| Resim 6. Lityum disilikat örneklerin hazırlanmaları | 45 |
| Resim 7. Örneklerin ışık geçirgenliği | 46 |
| Resim 8. UV-Vis spektrofotometre | 46 |
| Resim 9. Elektron mikroskobu..... | 47 |
| Resim 10. Instron 4411 universal test cihazı | 48 |
| Resim 11. A, B: Üç top üzerinde piston düzeneği ve üç topun görüntüsü | 48 |
| Resim 12. A, B: Zenostar MO grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri. 61 | |
| Resim 13. A, B: Prozir HT grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri | 62 |
| Resim 14. A, B: Katana HT grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri | 62 |
| Resim 15. A, B: Prozir Diamond 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri..... | 62 |
| Resim 16. A, B: Katana UT 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri..... | 63 |
| Resim 17. A, B: Emax MO (A) ve Emax HT (B) 50000X büyütmedeki görüntüleri | 63 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| Şekil | Sayfa |
|--|--------------|
| Şekil 1. Zirkonyanın sıcaklığa bağlı faz diyagramı..... | 15 |
| Şekil 2. Üç nokta bükme testi..... | 35 |
| Şekil 3. Üç top üzerinde piston testi..... | 36 |
| Şekil 4. Zirkonya alt yapı üzerine porselen ilavesi | 43 |
| Şekil 5. Lityum disilikat alt yapı üzerine porselen ilavesi | 45 |
| Şekil 6. Tüm grupların kalınlığa bağlı ışık geçirgenliği değerleri | 51 |
| Şekil 7. Tüm grupların kalınlığa bağlı biaksiyel esneme dayanımı değerleri..... | 59 |



KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

| | |
|---|---|
| C°: | Santigrad derece |
| Al₂O₃.SiO₂.2H₂O: | Kaolin |
| Al₂O₃: | Alüminyum oksit |
| B₂O₃: | Boron trioksit |
| Bis-GMA: | Bisfenol a glisidildimetakrilat |
| CAD/CAM: | Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim |
| CaO: | Kalsiyum oksit |
| cd/m²: | Parlaklık birimi |
| CeO₂: | Seryum oksit |
| CR: | Kontrast oran |
| dk: | Dakika |
| g/cm³: | Yoğunluk birimi |
| GPa: | Gigapaskal |
| HIP: | Sıcak izostatik presleme |
| HO: | High opacity, yüksek opaklık |
| HT: | High translucent, yüksek ışık geçirgenliği gösteren |
| ISO: | Uluslararası standartizasyon örgütü |
| K₂O.Al₂O₂.6SiO₂: | Potasyum alüminyum silikat |
| K₂O: | Potasyum oksit |
| LT: | Low translucent, düşük ışık geçirgenliği gösteren |
| LTD: | Low temperature degradation, düşük ısı bozunması |
| lux: | Aydınlanma birimi |
| MDP: | 10-Metakriloloksidil dihidrojen fosfat |
| MgAl₂O₄: | Magnezyum Aluminat |
| MgO: | Magnezyum oksit |
| Mg-PSZ: | MgO ile parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonya |
| mm: | Milimetre |
| MO: | Medium Opacity, orta opaklık |
| MPa: | Megapaskal |

| | |
|---|---|
| N: | Newton |
| Na₂O: | Sodyum oksit |
| Nd:YAG: | Neodymium:Yttrium-Aluminium-Garnet |
| nm: | Nanometre |
| SEM: | Taramalı elektron mikroskop görüntüleri |
| Si: | Silisyum |
| SiO₂- Al₂O₃-K₂O: | Lösit |
| SiO₂: | Silika |
| SPS: | Spark plazma sinterleme |
| t→m: | Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü |
| TEGDMA: | Trietilen glikol dimetakrilat |
| TP: | Translülentlik parametresi |
| UDMA: | Üretan dimetakrilat |
| UT: | Ultra translülent |
| Y: | Yittrium |
| Y₂O₃: | Yittrium oksit |
| Y-TZP: | Yittrium ile stabilize zirkonya |
| Zr: | Zirkonyum |
| ZrO₂: | Zirkonyum dioksit |
| µm: | Mikrometre |
| v: | Poisson oranı |

ÖZET

Monolitik Zirkonyaların Işık Geçirgenlikleri ve Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi

Bu uzmanlık tezinin amacı optik özellikleri geliştirilmiş monolitik zirkonyaların ışık geçirgenliklerinin ve biaksiyel esneme dayanımlarının incelenmesidir. Beş farklı zirkonya (Zenostar MO, Prozir HT, Prozir Diamond, Katana HT, Katana Diamond) ile iki farklı cam seramik grubu (IPS Emax MO, IPS Emax HT) kullanılarak 0,5, 0,8, 1,2 mm kalınlıklarında sekizer adet toplam 168 örnek hazırlandı. Ayrıca Zenostar MO, Prozir HT, Katana HT, IPS Emax MO gruplarında 0,3 mm feldspatik porselen içeren, 0,8 mm kalınlığında, sekizer adet toplam 32 örnek daha elde edildi. Tüm örneklerin UV-Vis spektrofotometresi (Shimadzu UV-1201V) yardımıyla 555 nm dalga boyunda ışık geçirgenliği miktarları ölçüldü. Daha sonra üniversal test cihazı (Instron 4411) ile tüm örneklerin biaksiyel esneme kuvvetleri tespit edildi. Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmeleri Kruskal-Wallis ve Tukey HSD testleri yardımıyla yapıldı ($p=0,05$). Kübik zirkonya yapısında olan Katana UT grubunun 0,5 ve 1,2 mm kalınlıklarda konvansiyonel cam seramik yapısında Emax MO grubu kadar ışık geçirgenliğine sahip olduğu, yeni nesil cam seramik grubu olan Emax HT grubunun ise tüm kalınlıklarda diğer gruplardan daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiği tespit edildi. HT zirkonya gruplarında ise ışık geçirgenliği değerlerinin 0,5 mm kalınlığında monolitik konvansiyonel zirkonya grubu olan Zenostar MO ile benzer olduğu, diğer kalınlıklarda ise HT zirkonya grupların Zenostar MO'dan daha translusent olduğu tespit edildi. Kübik zirkonyaların tüm kalınlıklarda Zenostar MO ve HT zirkonya gruplarından daha fazla ışık geçirgenliğine sahip oldukları rapor edildi. Esneme dayanımları incelendiğinde ise Emax HT, Emax MO, Prozir Diamond, Katana UT gruplarının birbirine benzemekle birlikte yine benzer gruplar olan Katana HT, Prozir HT ve Zenostar MO gruplarından düşük değerlere sahip oldukları tespit edildi. Yeni çalışmalar ile birlikte ışık geçirgenlikleri arttırılmış monolitik zirkonyaların gelişimlerini sürdürmeleri beklenmektedir.

Anahtar Sözcükler: Biaksiyel esneme dayanımı, Cam seramik, HT zirkonya, Işık geçirgenliği, Kübik zirkonya, Monolitik translusent zirkonya, Monolitik zirkonya

SUMMARY

The Evaluation of Light Transmissions and Fracture Strengths of Monolithic Zirconias

The aim of this study is to evaluate the translucency and biaxial flexural strength of monolithic zirconias with improved optical features. Totally 168 samples divided into seven different groups (five zirconia groups including Zenostar MO, Katana HT, Prozir HT, Katana UT, Prozir Diamond and two glass ceramic groups including IPS Emax MO and IPS Emax HT) and they subdivided into three groups 0,5 mm, 0,8 mm, 1,2 mm. After that in Katana HT, Prozir HT, Zenostar MO and Emax MO groups 8 specimens were prepared that were 0,8 mm in thickness, and have feldspathic porcelain layer in 0,3 mm thickness. A UV-Vis spectrophotometer (Shimadzu UV-1201V) was used to evaluate the transmittance of light at a wavelength of 555 nm. Then the biaxial flexural strengths of the specimens were evaluated with universal test machine (Instron 4411). All the statistical datas were analyzed with Kruskal-Wallis and Tukey HSD tests ($p=0,05$). The cubic group of Katana UT had the same transmittance with the Emax MO groups at 0,5 and 1,2 mm thicknesses. But Emax HT group showed the highest transmittance in all thicknesses and in all groups. In the HT zirconia groups the transmittance values were similar to conventional monolithic Zenostar MO group at 0,5 mm thickness. On the other hand, HT zirconia groups showed better transmittance values than Zenostar MO at other thicknesses. Cubic zirconia groups had better transmittance values than Zenostar MO and HT zirconias at all thicknesses. For the biaxial flexural strength results, Emax HT, Emax MO, Katana UT and Prozir Diamond were not statistically different from each other while Zenostar MO, Katana HT and Prozir HT were also similar groups. The flexural strengths of Zenostar MO, Katana HT, Prozir HT were higher than Prozir Diamond, Katana UT, Emax HT and Emax MO. By aid of new studies it is expected to see the upcoming improvements for augmented translucent monolithic zirconias.

Key Words: Biaxial flexural strength, Cubic zirconia, Glass ceramic, HT zirconia, Light translucency, Monolithic translucent zirconia, Monolithic zirconia

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Estetik insanlığın doğuşundan itibaren gelişen bir kavram olmuştur. Tam metal kronlar zamanla yerlerini metal destekli porselen kronlara bırakmıştır. Metal destekli restorasyonlar ise günümüzde halen tercih edilmekle birlikte özellikle anterior bölgelerde zayıf optik özellikleri sebebiyle estetik kaygılar oluşturabilmektedir ve yerlerini metal desteksiz restorasyonlara bırakmıştır (1).

Günümüzde zirkonyum dioksit (ZrO_2) materyali, üstün mekanik ve biyolojik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinin altyapılarında sıklıkla kullanılmaktadır (2). Materyalin estetik özellikleri metal seramik restorasyonlara kıyasla daha başarılı olmakla birlikte özellikle anterior bölgelerde monolitik olarak kullanımlarının yaygınlaşabilmesi için optik özelliklerinin geliştirilmesi gerektiği rapor edilmiştir (3,4).

Zirkonyum dioksit materyalinin estetik ve mekanik özellikleri pek çok faktöre bağlı olarak değişebilir. Renklendirme, sinterleme sıcaklığı, tanecik boyutu, porözite miktarı, faz değişimleri, stabilizatör oksit oranı materyalin yapısını değiştirebilen etkenlerden bazılarıdır. Bunların yanı sıra bitirme işlemlerinden hangisinin seçildiği ya da simantasyonu geliştirebilmek adına hangi yöntemin uygulandığına bağlı olarak materyal değişik optik ve mekanik özellikler sergileyebilir (5).

Sinterleme sıcaklığının arttırılmasının; yapının yoğunluğunu arttırdığı, materyal içerisindeki porözite miktarını azaltarak, materyalin mekanik direncini ve optik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir (6). Toz işleme yöntemlerinde meydana gelen gelişmeler ile birlikte konvansiyonel zirkonyum dioksit materyali günümüzde ışık geçirgenliği arttırılmış yeni nesil zirkonyalara evrilmiştir (7). Dayanıklılığı ve ışık geçirgenliği geliştirilmiş monolitik zirkonya, anterior bölge sabit protetik restorasyonlarda konvansiyonel zirkonyaya göre tercih edilebilir duruma gelmiştir; ayrıca feldspatik porselen ilavesi olmaksızın posterior bölge sabit protetik uygulamaların yapımına olanak sağlamıştır. Konvansiyonel zirkonyadan monolitik zirkonyaya evrilen zirkonya, altın standart olarak kabul edilmiş metal seramik restorasyonlara en önemli alternatif olarak

yerini güçlendirmiştir. Ancak estetik özellikleri camı yapıda lityum disilikatlar seviyesinde değildir (8).

Işık geçirgenliği, estetik materyallerde renk derinliğinin verilebilmesi ve komşu dişlerle uyumun sağlanabilmesi için en önemli optik özelliklerden birisidir. Estetik restoratif materyallerde amaç, insan diş dokusunun ışık geçirgenliği değerlerine yaklaşabilmek ve doğal bir görünüm elde etmektir (9). Dental zirkonya restorasyonlar eskiden opak materyaller olarak adlandırılırsalar da günümüzde artan ışık geçirgenlikleri ile ön bölgelerde de alternatif olabileceklerini göstermişlerdir (10).

Esneme dayanımları, materyallerin ağız ortamındaki zorlu koşullara direnç gösterebilmeleri için önemli bir veridir. Monolitik zirkonya diş hekimliğinde kullanılan en dayanıklı materyallerden biridir. Öte yandan son yıllarda estetik özellikleri geliştirmek adına tanecik boyutlarını küçültmek, daha fazla stabilize edici oksit ilavesiyle materyali kübik fazda stabilize etmek, renklendirme işlemlerinin geliştirilmesi ile zirkonya tozlarının içerisine renklendirici pigmentlerin ilavesi gibi pek çok etken materyalin esneme dayanımında değişikliklere yol açabilmektedir (10,11).

Bu tez çalışmasının amacı son yıllarda ortaya çıkan yüksek ışık geçiren monolitik zirkonyaların, konvansiyonel zirkonya ve cam seramik alternatifleri ile ışık geçirgenliklerini ve dayanıklılıklarını kıyaslamaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde diş eksikliğinde ya da estetik ihtiyaçların karşılanmasında kullanılan sabit protezlerin ve dental seramik materyallerinin bugünkü düzeye ulaşması uzun yıllar sürmüştür. Seramikler, orijinini eski yunancada yanık madde anlamına gelen “keramos” sözcüğünden alırlar (12). Tam seramik restorasyonlar, ilk kez 1889’da, Amerikalı araştırmacı Dr. Charles H. Land tarafından uygulanmıştır. Capon ve Avery de, 1890 yılında inleylerin hazırlanmasında tüm seramikleri kullanmıştır. O yıllarda tam seramik restorasyonlar kırılabilirlik, pişirilme sırasında büzülmenin kontrol altına alınamaması ve kenar uyumsuzlukları nedeniyle yeterli kullanım alanı bulamamıştır. 1940’ların sonlarında seramiğin vakum altında pişirilmesi ile seramikte meydana gelen porözite ortadan kaldırılmış, estetik özellikleri daha iyi seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (13). Abraham Weinstein 1962 yılında ilk kez metal destekli porselen restorasyonu geliştirmiştir (14). Düşük mekanik özelliklere sahip porselen metal altyapı ile başarılı bir şekilde desteklenirken metalin kötü estetik ve alerji dezavantajlarının ortadan kaldırılması için dental seramiğin güçlendirilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. McLean ve Hughes, 1965’te seramik cam matriksine % 40-50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristalleri ekleyerek dental seramiğin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmiş ve metal altyapıya ihtiyaç duyulmayan tam seramik restorasyonların üretilmesini sağlamıştır (15). Diş hekimliğinde dökülebilir cam seramik, ilk kez 1968 yılında MacCulloch tarafından kullanılmış, böylece tam seramik restorasyonlara duyulan ilgi artmaya başlamıştır (16). 1968 yılından sonra yapılan çalışmalar ile materyalin dayanımı arttırılmaya çalışılmış ve teknolojik gelişmelere bağlı olarak dijital diş hekimliği ile kombine olarak kullanımı üzerinde durulmuştur. 1983’te tanıtılan bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM, Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) teknolojileri ile birlikte çok daha estetik ve dayanıklı seramik restorasyonların elde edilmesi kolaylaşmıştır (17).

4.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını iyonik ya da kovalent karakterdeki bağlarla sarar ve silisyum oksit tetrahedra yapısını oluşturur. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlamaktadır. Ancak bu yapı düşük ısı ve elektrik geçirgenliği ile kırılabilirlik gibi istenmeyen özelliklere de neden olmaktadır. Dental seramiklerin yapısal komponentleri refraktör kristalin yapı ve camdır. Seramiğin bileşimi temel olarak feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır (18).

Feldspar; seramiğe doğal bir translusensi vermekte ve ana yapıyı oluşturmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit karışımıdır. Birleştirici özelliği ile fırınlama sırasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarmakta ve kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır (12).

Kuartz; yapı olarak silika (SiO_2) formundadır ve matriks içinde doldurucu görevi yapmaktadır. Fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzülme önleyerek kitleye stabilite sağlamaktadır. Erime ısısı çok yüksek olduğu için yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklini korumasına yardım etmektedir (16).

Kaolin; çin kili olarak da isimlendirilen bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$). Isıya oldukça dayanıklıdır ancak opak olduğu için çok az miktarda kullanılmaktadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi yapmaktadır. Seramik hamuruna elastikiyet vererek elde işlenebilmesini de kolaylaştırmaktadır (19).

Seramiğin bileşiminde bu üç ana madde dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler (fluks), ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da bulunabilmektedir. Fluks adı verilen oksitler sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksittir. Cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki çapraz bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısını düşürmektedirler (20).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin % 75-80'ini feldspar, % 12-22'sini kuartz (silika, kum), % 3-5'ini de kaolin meydana getirir (20).

4.1.2. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısıl genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (21). Bu özellikleri marjinal sızdırma ve hassasiyet riskini azaltmaktadır (22). Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler seramiklerde görülmemektedir (23).

Dental seramiklerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür. Materyal temel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın direnebileceği maksimum gerilme % 0,1'den daha azdır. Camlar yüzey mikroçatlaklarına oldukça hassastırlar. Bu durum dental seramiklerin kullanımında büyük bir dezavantajdır (21).

4.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramikler mikroyapılarına göre cam matriks içeren seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks içerikli seramikler olarak sınıflandırılabilirler (24).

a) Cam matriks içeren seramikler;

- ✓ *Feldspatik*
- ✓ *Sentetik (Lösit bazlı, Lityum disilikat bazlı, Floroapatit bazlı)*
- ✓ *Cam infiltre (Alumina, magnezyum ve zirkonya)*

b) Rezin matriks içeren seramikler;

- ✓ *Rezin nanoseramikler*
- ✓ *Rezin matriks içerisinde cam seramikler*
- ✓ *Rezin matriks içerisinde zirkonya silika seramikler*

c) Polikristalin seramikler;

✓ *Alumina*

✓ *Zirkonya*

4.1.3.1. Feldspatik Seramik

Feldspatik seramikler, silikon dioksit tozu ve sıvı materyallerin tabakalandırılmasından oluşur. Silika veya quartz olarak bilinen silikon dioksitler, değişik miktarda alümina içerirler. Eğer bu alüminyum silikalar doğal olarak bulunursa ve değişik miktarlarda potasyum ve sodyum içeriyorsa, o zaman buna “feldspar” denir. Feldsparlar % 60-64 silikon oksit, % 20-23 alüminyum oksitten oluşurlar ve cam oluşturmak için çeşitli yollarla modifiye edilir ve alüminyum silika seramiği içinde, final morfoloji ve renk tonu vermekte kullanılır. Ayrıca, kristal optik özelliklere katkıda bulunur. Feldspatik porselen yüksek estetiğe sahiptir ve yüksek derecede ışık geçirgenliğini doğal dişlerde olduğu gibi gösterir. Ancak mekanik özellikleri düşüktür. Bükülme dayanımı 60-70 MPa’dır. Cam bazlı materyal olmalarından dolayı ve kor materyalinin yokluğundan ötürü, mekanik stres sonucu mikroçatlaklara daha yatkınlardır. Bu yüzden mine gibi sert bir dokuya iyi bir bağlantı sağlanması restorasyon hazırlık aşamasında vazgeçilmezdir (19).

4.1.3.2. Lösitle Güçlendirilmiş Feldspatik Cam Seramikler (IPS Empress)

Zürich Üniversitesi’nde 1983’de geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam seramik materyali olan IPS Empress sistemi, ilk olarak 1986 yılında Ivoclar firması tarafından üretilmiştir. Esas olarak bir feldspatik seramik olan IPS Empress’in kristalin yapısı kimyasal olarak SiO_2 - Al_2O_3 - K_2O ’den yani lösit’ten oluşmakta ve mum atım tekniğine dayanmaktadır (25). IPS Empress sistemi, doğal dişe çok yakın ışık geçirgenliği ve aşınma direnci göstermekte ve içindeki lösit kristalleri seramiklerin dayanıklılığını arttırmaktadır (26). Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, ortalama 120–160 MPa’dır. Yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle bu değer 200 MPa’ya kadar çıkabilmektedir (27). Empress sistemi ile tek üyeli veneer kronlar, inley ve onley restorasyonlar yapılabilmektedir (28).

4.1.3.3. Lityum Disilikat Cam Seramikler (IPS Empress 2, IPS Emax)

Tek kron, inlay, onlay ve laminate veneer yapımında kullanılan IPS Empress (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) 1990'dan bu yana sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı dental köprülerin yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) sistemi geliştirilmiştir (29). Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lüsit seramiklerden oldukça fazladır, yatay bükülme dirençleri 350–400 MPa arasında değişmektedir. Kırılma sertlikleri de lüsit seramiklerin yaklaşık üç katı kadardır (30).

Estetik açıdan oldukça başarılı olan lityum disilikat seramikler, mum eliminasyonu tekniği, ısı basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan freze edilerek elde edilebilirler. Empress 2 yöntemiyle oluşturulan alt yapıların üzeri florapatit bazlı seramikler ile kaplanır. Bu yöntemle premolarları da içeren üç üyeli köprüler yapılabilmektedir (31). Lityum disilikat seramiklerin molar bölgelerde dahi yeterli başarıyı sağladığı gösterilmiştir (32).

2005 yılında piyasaya sunulan IPS Emax (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn), daha estetik ve daha dirençli restorasyonların yapılabilmesi için homojenize edilmiş lityum disilikat cam seramik şeklinde üretilmiştir. IPS Empress 2 tam seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonudur. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bükülmeye direnci 360-400 MPa olarak bildirilmiştir (33). Firma materyali iki farklı şekilde kullanıma sunmuştur. IPS Emax CAD bloklar CAD/CAM tekniği kullanılarak altyapıların hazırlanmasında kullanılırken, IPS Emax Press ingotlar basınç altında enjeksiyonla altyapıların hazırlanmasında kullanılırlar. IPS Emax altyapıları anterior ve posterior bölgede tek kron ve köprülerin yapımına izin vermektedir (34).

Mevcut İngotlar:

HT ingotlar (High Translucent)

Yüksek translüenslikteki bu ingotlar inley, onlay ve veneer gibi minimal invaziv tam kontür restorasyonların fabrikasyonu için uygundur. Restorasyonlar boyama materyalleriyle bireyselleştirilebilir.

LT ingotlar (Low Translucent)

Tam kontur parsiyel kronlar ve kronlar düşük translüenslikteki LT ingotlarla fabrike edilebilir. Özellikle anterior bölgede estetik görüntü cut-back (yığma) tekniği ile maksimum düzeye çıkarılır.

MO ingotlar (Medium Opacity)

Orta opaklıktaki MO ingotlar canlı veya hafif renkleşmiş dişlerin alt yapıları için kullanılır. Tabakalama tekniğiyle tamamlanacak olan ve canlı gibi duran restorasyonlar için uygun bir alt yapı hazırlar.

HO ingotlar (High Opacity)

Prepare edilmiş dişlerde renkleşme varsa veya titanyum abutmentlar üzerine uygulanacaksa, HO ingotlar koyu renkli arka planı maskeler ve yüksek estetik sonuçlar elde edilir.

Impulse-İngotları (Value, Opal)

Yeni Impulse-ingotları üç farklı derecede (Value 1, 2, 3) ve iki adet opal rengindedir (Opal 1, 2). Özellikle ince laminaların ve tek kronların yapımı için uygundur (35).

Wang ve arkadaşlarının transparansi parametrelerini inceleyen çalışmalarında ışık geçirgenlikleri sırası ile HT>LT>MO olacak şekilde tespit edilmiştir (36).

4.1.3.4. Dökülebilir cam seramikler (Dicor)

1983 yılında Grossman ve 1984 yılında da Adair'in çalışmaları sonucunda diş hekimliğine kazandırılmış bir dökülebilir seramik sistemidir. Dicor, camı yapıdaki çekirdekler halinde kullanıma sunulur ve mum eliminasyonu tekniği ile kullanılır (37). Yüksek translusensi nedeniyle ince yapılmaları ve bu nedenle kırılma dayanımının az olmasından ötürü günümüzde kullanılmamaktadır (16).

4.1.3.5. Apatit Bazlı Seramikler (Cerapearl)

Cerapearl (Kyocera Bioceram, San Diego, ABD) sistemi, sentetik hidroksiapatitin doğal diş yapısını en iyi taklit edecek materyal olduğu düşünülerek indirekt bir teknik olarak 1985 yılında geliştirilmiştir. Dicor sistemine benzer şekilde revetmana alınan mum modelajın, kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen boşluğuna seramik materyalinin santrifüjlü döküm apareyinde dökülmesi ve sonrasında kontrollü ısı uygulaması ile gerçekleşen bir tekniktir. Bükülme dayanımı 590 MPa'dır (38).

4.1.3.6. Alüminöz Alt Yapılı (Hi-Ceram)

Hi-Ceram ilk kez 1972'de fosfat bağlı revetman üzerinde platin yaprak kullanmaksızın, alümina seramiği fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alümina kor yapısına benzese de daha fazla alümina içerir. Teknikte kor seramiği direkt olarak ısıya dayanıklı güdük üzerinde pişirilmektedir. Geleneksel seramikten % 25 daha serttir. Bükülme dayanımı 155 MPa olarak belirlenmiştir (39).

4.1.3.7. Cam İnfiltre Alüminöz Alt Yapılı (In-Ceram)

In-Ceram, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında Fransa'da geliştirilmiş bir tam seramik sistemidir. Alt yapı ya slip-cast yöntemiyle ya da yarı sinterize bloklardan frezelenerek elde edilir (31). Feldspatik cama ilave edilen alümina oranı % 40'lardan % 90'lara çıkarılarak In-Ceram adında bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistemde slip-cast tekniği ile refraktör güdük üzerine bir çekirdek hazırlanır ve 1120 C°'de 10 saat sinterlenir. Elde

edilen ilk yapı oldukça poröz yapıdadır ve bu yapının kuvveti 6-10 MPa civarındadır. Daha sonra materyale lantum camı infiltre edilerek 1100 C°'de 4-6 saat daha pişirilir (40). Oluşan yapı In-Ceram Alümina, oldukça sağlamdır ve 446 MPa bükülme direnci göstermektedir (41).

Alumina yerine $MgAl_2O_4$ eklenerek In-Ceram Spinell ya da zirkonya ilavesi ile In-Ceram Zirkonya elde edilebilir. In-Ceram Spinell dentine yakın translusensi özellikleri gösterdiğinden alüminadan daha estetik sonuçlar ortaya koyabilir ama kırılma direnci 350 MPa kadardır (42). In-Ceram Zirkonya In-Ceram Alüminaya % 33 zirkonya ilavesi ile oluşur ve bükülme direnci 700 MPa'dır (40).

Slip-cast yöntemine alternatif olarak CAD/CAM teknolojisi ile de hazır bloklardan frezelenerek üretim yapılabilir (43).

4.1.3.8. Rezin Nanoseramikler (Lava Ultimate)

Ağırlıkça % 80 nanoseramik doldurucu bulunduran lava ultimate rezin nanoseramikler yüksek derecede yoğun bir rezin matrikse sahiplerdir. İçeriklerindeki tanecikler iki tiptir. 20 nm boyutunda silika tanecikleri ve 4-11 nm boyutunda zirkonya nanomerlerinden oluşmaktadırlar. Kırılma dayanımları 2 MPa iken esneme dayanımları 200 MPa civarındadır. Kazıma, uyumlama ve cilalama işlemlerinin kolaylığı glaze uygulaması gerektirmemesi diğer seramiklere göre önemli avantajlarından. Aynı zamanda şok absorpsiyon yetenekleri de vardır. (44).

4.1.3.9. Rezin Matris İçerisindeki Cam Seramikler (Vita Enamic)

Vita Enamic rezin cam seramikler temel olarak iki oluşumdan meydana gelir. Hacimce % 75, ağırlıkça % 86 feldspatik seramik ve ağırlıkça % 14 hacimce % 25 polimerden oluşur. Seramik kısım % 58-63 SiO_2 , % 20-23 Al_2O_3 , % 9-11 Na_2O , % 4-6 K_2O , % 0,5-2 B_2O_3 ve % 1'den az Zr_2O ile CaO 'ten oluşur. Polimer kısım ise üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen gliserol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur. Hibrit yapıda bir seramik türüdür. 150-160 MPa esneme dayanımı gösterirler (45).

4.1.3.10. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya-Silika Bulunduran Seramikler (Paradigm MZ-100, 3M ESPE)

Glisidil metakrilat (Bis-GMA), TEGDMA karışımı polimer matriks içerisinde % 85 oranında 0,6 mikrometre küresel şekilli ultra-ince zirkonya-silika tanecikleri bulunduran sistemdir (24).

4.1.3.11. Saf Alümina Korlar

Alümina başka materyallerle birlikte kullanılabilirdiği gibi tek başına kor yapımında da kullanılabilen bir materyaldir. Saf alümina, cam infltre edilmiş kor materyalleri ile kıyaslandığında 480-699 MPa arasında değişen yüksek bir dirence sahiptir (46).

Alümina seramikler içerisinde en ünlüsü Procera All-Ceram sistemidir. Sistemin temelinde % 100 saf alümina içeren kor bulunur (47).

4.2. Zirkonya

4.2.1. Zirkonya Hakkında Genel Bilgiler Ve Tarihçesi

Atom numarası 40 olan zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir. Zirkonyum 1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve uzun yıllar seramik yapısına katılan bir pigment olarak kullanılmıştır (5). Zirkonyum dioksit ilk olarak 1969'da ortopedide titanyum ya da alüminyuma alternatif olarak kalça protezlerinde kullanılmak için tanıtılmıştır (5). Zirkonya bazlı seramikler mühendislikte, gaz sensörlerinde, fabrikalarda ve opaklaştırıcı ajan olarak kullanılmaktadır (48). Zirkonyum dioksit 1990'ların başında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde zirkonyum dioksit; kuron ve köprü protezlerinde alt ve üst yapı materyali olarak, ortodontik braketlerde, post-core sistemlerde, implant dayanaklarında, implantlarda kullanılır (49,50).

20. yüzyılda hem estetiğe karşı artan ilgi hem de toksisite ve alerjik reaksiyonlardan kaçınmak amacıyla metal içermeyen diş renginde restorasyonlar popülerlik kazanmıştır. Bu doğrultuda geliştirilen dental seramikler hem daha az kırılğan ve esnek hem de daha dayanıklıdırlar (51).

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Dental zirkonyum $6,49 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852 C° ve kaynama noktası 4409 C° 'dir. Heksagonal kristal yapıya sahip zirkonyum grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyumun temel iki kaynağı zirkonat ve baddeleyittir. Doğada silikat oksit ile birlikte bulunduğunda $\text{ZrO}_2 + \text{SiO}_2$ zirkon, eğer sadece oksit olarak bulunuyorsa baddeleyit isimli mineral olarak bulunur (5). Bu mineraller direkt olarak kullanılamaz çünkü hem rengi etkileyen pek çok metal elementi hem de uranyum ve toryum gibi doğal kararsız radyonüklidler içerirler. Bu da onları radyoaktif yapar (52). Kompleks ve zaman alıcı işlemler sonucu bu materyaller ayrılır ve saf zirkonya tozları elde edilir. Saflaştırma sonrasında materyal seramik biyomateryali olarak kullanılabilir (53,54).

4.2.2. Zirkonyum Dioksitin Mikro Yapısı

4.2.2.1. Stabil Olmayan Zirkonyum Dioksit (ZrO_2)

ZrO_2 polimorfik bir materyaldir ve üç formda bulunabilir (Şekil 1):

1. Monoklinik (m)
2. Tetragonal (t)
3. Kübik (k)



Şekil 1. Zirkonyumun sıcaklığa bağlı faz diyagramı

Monoklinik faz oda sıcaklığı ve 1170 C° arasında iken; tetragonal faz 1170 C°-2370 C° arasında; kübik faz ise 2370 C° üzerindeki sıcaklıklarda görülmektedir (55,56).

Zirkonyum dioksit faz stabilitesi olan bir materyal olmadığından fırınlama ve benzeri ısı uygulamaları sonucu kolaylıkla faz değiştirebilir (57). Zirkonyum dioksit ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçerken % 5 oranında hacimsel düşüş gerçekleşir. Soğutmada ise hacimsel artış % 3-4 arasında olmaktadır (58). Bu esnada tetragonal monoklinik faz dönüşümü (t→m) gerçekleşir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir durumdur ve soğuma sırasında yaklaşık 950 C° civarında olmaktadır. Bu hacim artışı sonucunda yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana gelir. Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olur ve direnç artar (22). Bundan dolayı zirkonyum dioksitin oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması gereklidir ve bazı metal oksitlerin ilavesi ile tetragonal yapıyı oda sıcaklığında stabilize etmek mümkündür. CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilize edici oksitlerle saf zirkonyumun alaşımlanması; oda sıcaklığında tetragonal yapının retansiyonunu, dönüşümü sırasında meydana gelen stres oluşumunun kontrolünü, çatlak yayılımının etkin bir şekilde durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini sağlamaktadır (59).

4.2.2.2. Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit

İlk olarak 1929 yılında Ruff ve arkadaşları ısı işlemler sonucu elde edilen kübik fazın idamesini sağlamak için saf zirkonyuma bir miktar CaO ilavesi yapmıştır. Daha sonraları CaO yerini MgO, Y₂O₃ ve CeO₂'e bırakmıştır (60). Öte yandan günümüzde

mikrodalga sinterleme tekniği kullanılarak zirkonya seramiklerin stabilizasyonunu geliştirmek amacı ile % 8 mol CaO ilavesi yapılmaktadır. Böylece seramiklerin implantolojide özellikli kullanımları açısından Vickers sertlikleri ve kırılma dirençleri uygun hale getirilmiştir. Bu konuda yapılan araştırmalar sürmektedir (61).

Dental alanda, MgO ile parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ) üzerinde önemli çalışmalar yapılsa da bu materyal büyük tanecik boyutundan (30-60 µm) ötürü poröz bir yapıya sahiptir. Bu durum, materyalin aşınma direncinin yetersiz oluşu ile sonuçlanmaktadır (5). Mikroyapı olarak, kübik stabilize zirkonya matriks içinde tetragonal yapı bulundurmaktadır. Materyaldeki kompozisyonda MgO oranı % 8-10 arasındadır. Yüksek sinterleme ısısına (1680-1800 C°) bağlı olarak soğuma siklusunun tam olarak kontrol edilmesi oldukça önemli fakat güçtür (62). Çünkü t→m faz değişimi bu aşamada meydana gelmekte ve materyalin kırılma dayanımının kontrol edilmesinde kritik bir faktör olan hacimsel artış bu aşamada oluşmaktadır. Silisyum oksitten yoksun Mg-PSZ'den ön madde oluşturmaktaki güçlüklerden dolayı, magnezyum silikatlar düşük Mg içeren grenler ile şekillenir ve t→m faz dönüşümü olur. Bu durum mekanik özelliklerin zayıf olması ve materyalin daha az kararlı yapıda olması ile sonuçlanır (2).

Ceria (CeO₂) ile stabilize zirkonya materyalleri hakkında fazla çalışma yoktur. Ceria bazlı bu materyal en yüksek sertliği göstermektedir (20 MPa kadar) ve yaşlandırmadan etkilenmemektedir. Buna karşın yüksek atomik ağırlığa sahip ceria etkisiyle materyal yitrium ile stabilize zirkonyaya (Y-TZP) kıyas ile daha opak bir hal almaktadır (63).

4.2.2.3. Y-TZP (Yitrium İle Stabilize Zirkonya)

Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özellikleri sebebiyle, stabilizatör oksit olarak yitrium oksit (Y₂O₃) kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma üç mol Y₂O₃ ilave edildiğinde çok ince tanecik yapısında, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve diş hekimliğinde kullanılan tetragonal zirkonyum oksit polikristali Y-TZP elde edilir (60). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y⁺³ ve Zr⁺⁴ kanyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (64). Y-TZP seramiklerin avantajları olarak;

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi mekanik özellikleri,
2. Biyouyumlulukları,
3. Titanyuma göre daha az bakteri birikimine sahip olmaları,
4. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine imkân tanınmaları,
5. Adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyona da olanak sağlamaları,
6. Isısal iletkenliklerinin az olması nedeniyle pulpal irritasyonları önlemeleri sayılabilmektedir (31).

Y-TZP seramiklerin dezavantajları olarak ise;

1. Görünümünün ISO standartlarına göre opak olması,
2. Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki olumsuz etkisi,
3. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması için birleşim alanında oklüzogingival yönde en az dört mm ve bukko-lingual yönde üç mm mesafe olacak şekilde hazırlanması gereksinimi sayılabilir (31).

Y-TZP seramiklerin bükme direnci 900-1200 MPa, elastiklik katsayısı ise yaklaşık 200 GPa'dır. Bu özellikleri sayesinde Y-TZP seramikleri tam seramik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (65).

4.2.3. Konvansiyonel Zirkonyanın Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın mekanik özellikleri paslanmaz çelik ile benzerlik gösterir. Çekme kuvvetlerine karşı direnci 900-1200 MPa'a kadar çıkabilirken, baskı kuvvetlerine karşı direnci 2000 MPa civarındadır. Yükleme stresleri de bu materyal tarafından kolaylıkla tolere edilebilir (5). Feldspatik seramiğe oranla mekanik özellikleri yaklaşık altı kat daha güçlüdür (65).

Kırılma materyallerin performanslarını tahmin edebilmek adına esneme kuvvetleri ve kırılma dayanımları önemli verilerdir. Esneme kapasitesi, kırılmaya neden olacak son kuvvet miktarı olarak da tanımlanabilir. Konvansiyonel zirkonyanın esneme kapasitesinin

900-1200 MPa arasında değiştiği *in vitro* alışmalarda gösterilmiştir (22,66). Zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımları ise 9-10 MPa kadardır. Bu değer lityum disilikat içerikli cam seramik alternatiflerinin yaklaşık  katıdır (22). Zirkonyanın kırılma dayanımının bu kadar fazla olması polikristal yapıda olmasının yanında sadece kendisine özgü bir özelliği olan transformasyon güçlenmesine bağlıdır.

4.2.3.1. Transformasyon Güçlenmesi

Zirkonyanın $t \rightarrow m$ faz değişimine uğramasının materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Bununla beraber bu değişim transformasyon güçlenmesi adı verilen zirkonyaya özgü özelliği ortaya çıkarmaktadır. Materyal mekanik stres ile karşılaştığında t-m faz değişimi gerçekleşir. Transformasyona bağlı olarak tanecik hacimlerinde artış meydana gelir. Bu hacimsel artış mikro çatlakların etrafında sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşmasını sağlar ve çatlak ilerleyişini durdurucu etki gösterir. Zirkonyanın yüksek kırılma dayanımını transformasyon güçlenmesi denilen bu özelliğine borçlu olduğu dşnlmektedir (5,57).

Zirkonyanın stn mekanik özelliklerini belirleyen temel faktör yapıca bulunduğu majör fazdır. Bilindiği üzere zirkonya kristalleri tetragonal fazda iken maksimum mekanik özellikler sergilemektedirler ve t-m faz değişimi bu özellikleri olumsuz etkilemektedir. Tetragonal monoklinik faz değişimine sebep olabilecek başlıca faktörler; nem varlığında düşük ısı bozunması (LTD), stabilizatör miktarı, tanecik boyutu, yoğunluk, üretim teknikleri ve yüzey uygulamalarıdır (56,67).

4.2.3.2. Düşük Isı Bozunması (LTD)

Ortamda stres olmasa bile, zirkonya nemli çevrelerde t-m faz değişimine maruz kalabilir. Bu değişim yüzeyden başlar ve materyalin çekirdeğine doğru ilerleyiş gösterir. Büyük tanecik boyutları, stabilizatör miktarının yetersizliği ya da rezidüel stresler yüzeyde bulunan tanecikleri düşük ısı bozunmasına yatkın hale getirir (56). Faz transformasyonu hacim artışına neden olduğundan mikro çatlak oluşumunu hızlandırır. Ortamda nem varlığında su tanecikleri bu mikro çatlaklardan materyalin çekirdeğine doğru ilerleyiş

gösterir ve etkiledikleri tanecik miktarı giderek artar. Sonuç olarak da materyalde katastrofik kırıklar görülebilir (67).

Düşük ısı bozunması ilk kez 1981 yılında Kobayashi ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (68). Üzerinde pek çok çalışma yapılan bu durum zirkonyanın bir diğer karakteristik özelliğidir ve literatürde zirkonyanın yaşlanması ile eşdeğer tutulmaktadır. Çalışmalarda düşük ısı bozunması ile en çok 200-300 C°'lerde karşılaşıldığı rapor edilmiştir (69). Bu yüzden 2001 yılına kadar düşük ısı bozunmasının zirkonyayı 37 C° sıcaklığında etkilemeyeceği düşünülmüştür. Haraguchi ve arkadaşları 2001 yılında femoral baş olarak yerleştirilen zirkonya topların 3-6 yıllık takip süreçlerinde ileri derecede pürüzlendiğini ve yüksek miktarda monoklinik faz içerdiğini göstermişlerdir (70).

Düşük ısı bozunması sonucunda zirkonyanın esneme kuvvetinin 1000 MPa değerlerinden 450 MPa'ya düştüğü *in vitro* çalışmalarda gösterilmiştir (71,72).

4.2.3.3. Tanecik Boyutu

Tanecik boyutunda artış meydana gelmesi zirkonyanın tetragonal faz stabilitesinin azalmasına ve düşük ısı bozunmasına neden olur (73). Düşük ısı bozunmasını önlemek için zirkonyanın tanecik boyutları küçültülmelidir. Tetragonal monoklinik faz dönüşümünün nemli ortamlarda inhibe edilebilmesi için tanecik boyutunun 0,2 µm'nin altına indirilmesi önerilmektedir (74). Öte yandan bu durumda faz dönüşümü hiç gerçekleşmeyeceğinden zirkonya transformasyon güçlenmesi özelliğini yitirecektir. Yeni nesil zirkonyalarda hem düşük ısı bozunmasını engellemek hem de optik ve mekanik özellikleri geliştirmek için tanecik çapı 0,2-0,8 µm aralığında tutulmuştur.

Tanecik boyutları esas olarak ham materyalden ve işleme sürecinden etkilenir. Daha ince toz tanecikleri ve düşük sinterleme sıcaklıkları daha küçük tanecikler elde edilmesini sağlar (69). Fakat sinterleme sıcaklığının çok düşük tutulması zirkonya yoğunluğunun az olmasına ve poröziteler içermesine neden olabilir. Bu yüzden sinterleme işlemi tanecik hacim artışına neden olmadan uygun bir şekilde yapılmalıdır (73).

4.2.3.4. Stabilizatör Miktarı

Stabilizatör miktarı zirkonyanın düşük ısı bozunmasına uğramasının engellenmesi için bir diğer önemli etkidir. Zirkonyumu tetragonal ya da kübik fazda stabilize etmek için pek çok oksit denenmekle birlikte en çok tercih edileni yitriumdur. Yitrium ile stabilize zirkonya elde edebilmek için üç mol yitrium (ağırlıkça % 5) yeterlidir. Bu durumda zirkonya tetragonal fazda stabil kalacak ve mekanik özellikleri en üstün halini alacaktır (56). Yitrium içeriğinin artırılması faz stabilitesini arttırsa da materyalin transformasyon güçlenmesinin önüne geçtiğinden kırılma dayanımını düşürecektir (75). Sekiz mol yitrium ile stabilize zirkonyanın kübik fazda stabilize olduğu ve kırılma dayanımının arttığı bilinmektedir.

Günümüzde kübik faz ve tetragonal faz karışımını içeren beş mol yitrium ile stabilize edilmiş (ağırlıkça % 9-10), ışık geçirgenlikleri artırılmış zirkonyalar tanıtılmıştır. Bu zirkonyaların estetik özellikleri oldukça geliştirilmiş olmakla birlikte esneme dayanımlarının da 500-750 MPa aralığında olduğu tespit edilmiştir (76).

4.2.3.5. Yoğunluk

Yoğunluk yeterli olmadığında porözite miktarı daha fazla olacaktır. Bu durum su moleküllerinin penetrasyonunu hızlandıracağından düşük ısı bozunması ile sonuçlanır. Zirkonya yoğunluğunun en az 6 g/cm^3 olması beklenmelidir. Yoğunluğu belirleyen en önemli faktör üretim işlemleridir. Sinterleme ve presleme materyalin final yoğunluğunun belirlenmesinde kilit rol oynar. Yoğunluğun monoklinik fazda $5,68 \text{ g/cm}^3$ iken tetragonal fazda $6,1 \text{ g/cm}^3$ olduğu tespit edilmiştir (67).

4.2.3.6. Üretim Teknikleri

Seramiklerin mekanik davranışı yoğunlaştırma yoluna ve başlangıç tozlarına bağlıdır. Örneğin, kırılma dayanımı doğrudan başlangıç tozlarının kimyasına ve sinterleme parametreleri ile değişim gösterir. Sinterleme zamanını ve sıcaklığını kontrol etmek tanecik büyümesini sınırlandırabilir ve kritik bir tanecik boyutu (0,2-0,4 mikrometre) elde

edilebilir. Başlangıç tozunun ultra ince parçacık boyutuna sahip olması, stabilize edici oksitlerin miktarı ve dağılımı, ince parçacık boyutu dağılımı, tek parçacık şekli ve düşük oranda saf olmayan maddelerin içeriği, zirkonya başlangıç tozlarının kalitesini önemli ölçüde etkiler. Başlangıç tozlarının ve üretim parametrelerinin, sinterlenmiş Y-TZP seramiklerinin dayanımını belirleyen mikroyapı üzerinde geniş etkiye sahip olduğu açıkça ortadadır (77).

Zirkonya toz halinde iken soğuk izostatik presleme tekniği ile green body'yi oluşturmak üzere sıkıştırılır. Bu sayede porlar azaltılarak materyalin final yoğunluğunun elde edilmesinde ilk adım atılmış olur. Elde edilen presinterize blokların kazıma işlemleri bittikten sonra sinterleme işlemine geçilir (78). Zirkonyanın uygun sinterleme sıcaklığı 2-5 saat 1350-1550 C° aralığındadır (2). Sinterize zirkonya bloklardan üretimde ise bloklar önce 1500 C° altında sinterlenerek % 95 yoğunluğa ulaşırlar daha sonra sıcak izostatik presleme denilen ikinci bir işleme tabi tutulur ve materyalin tam yoğunluğuna ulaşması sağlanır (78).

4.2.3.7. Yüzey Uygulamaları

Zirkonya aşındırma ve kumlama gibi işlemlerden etkilenen bir materyaldir. Bu işlemlerin zirkonya yüzeyinde t→m faz dönüşümüne neden olabileceği bilinmektedir (79). Polisaj işlemi ise faz değişikliğine neden olmaz. Yapılan çalışmalarda polisaj esnasında oluşan ısının faz değişikliğine neden olabilecek seviyede olmadığı gösterilmiştir (80).

4.2.4. Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri

Zirkonyanın biyoyumluluğu pek çok kez değerlendirilmiştir (81,82). *In vitro* ve *in vivo* çalışmalar radyoaktif içeriğinden tamamen arındırılmış zirkonya ile elde edilen Y-TZP'nin yüksek derece biyoyumlu ve osteokondüktif olduğunu göstermiştir. Materyale karşı ne sistemik ne de lokal bir cevap geliştiği gösterilmemiştir (83).

Yeni çalışmalar Y-TZP üzerine titanyuma kıyas ile daha az oranda bakteri akümüasyonu olduğunu göstermiştir. Zirkonya bazlı restorasyonların etrafındaki yumuşak ve sert dokularda herhangi bir değişikliğe rastlanmamıştır. Bu sonuçlar zirkonyum

dioksitin hem implant hem de abutment malzemesi olarak da kullanılabileceğini göstermektedir çünkü daha az bakteri kolonizasyonuna izin vermektedir. Ayrıca titanyum implantların nadir de olsa allerjiye neden olabildikleri rapor edilmiştir (84,85).

4.2.4.1. Toksikite Derecesi

In vitro testler zirkonyanın titanyum oksite oranla daha az, alumina ile ise benzer toksisiteye sahip olduğunu göstermiştir. Zirkonyanın sitotoksisiteye, karsinogenetik, mutojenik yada kromozomal değişikliklere sebep olmadığı, fibroblastları ve kan hücrelerini etkilemediği bilinmektedir (86).

4.2.4.2. Radyoaktivite

Zirkonya toryum ve uranyum gibi uzun yarılanma ömürlü radyoaktif elementler ihtiva eder. Bu elementleri ayırmak maliyetli ve pahalıdır. Zirkonya ile alakalı iki tip ışınım vardır. Alfa ve gama. Özellikle zirkonya implantlarda belirgin miktarlarda alfa ışınımına rastlanmıştır. Bu implantlar yüksek iyonizasyon değerleri gösterir ve alfa partiküllerinin sert ve yumuşak doku hücrelerini yok ettikleri bilinmektedir. Gama ışınımı seviyesi bakımından ise zirkonyanın endişe verici bir yanı yoktur. Zirkonyayı saf halinde tıp alanlarında kullanmak mümkün değildir mutlaka çeşitli işlemlerden geçirilerek radyoaktif özelliklerinden arındırılmalıdır (86).

4.2.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

4.2.5.1. Işık Geçirgenliği

Zirkonya yüksek kırıcılık indeksine, düşük absorpsiyon katsayısına ve görünen ışıktaki yüksek opasitesine bağlı olarak ışık geçirgenliği düşük bir materyal olarak bilinmektedir (87). İlk üretilen zirkonyanın opasitesinin metal seramik kronlar ile aynı ya da daha fazla olduğu bilinmektedir (88).

Günümüzde zirkonya restorasyonların önemli dezavantajlarından biri olan optik özellikleri teknolojide meydana gelen ilerlemelerin de etkisi ile büyük oranda geliştirilmiştir. Toz işleme teknikleri ile daha saf ve ince tanecikli tozların elde edilmesi, sinterleme işlemleri ve tekniklerindeki yenilikler ile daha kısa sürede daha az porözite içeren homojen materyallerin elde edilmesi ve materyal içerisindeki alümina oranının azaltılması (<% 0,01) sayesinde estetik ve mekanik özellikleri iyileştirilmiştir. Günümüzde özellikle ışık geçirgenliği artırılan bu tip zirkonyalara yüksek translusensi gösteren zirkonyalar denilmektedir (89).

4.2.5.2. Renk

Zirkonyum dioksit polikristalin mikroyapısı nedeniyle opak beyaz renktedir. Opak beyaz rengin restorasyonun rengini olumsuz yönde etkileyeceği düşünülmektedir. Bu nedenle zirkonyum alt yapısının renklendirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (3). Zirkonyum dioksit altyapısının renklendirilmesinde üç yöntem kullanılmaktadır.

1) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapısının renklendirilmesinde liner (astar) materyalleri kullanılır.

2) Tek renk (beyaz) zirkonyum oksit blok üretilir, altyapısının renklendirilmesinde renklendirici solüsyonlar kullanılır.

3) Zirkonyum oksit bloklar üretim aşamasında farklı renklerde üretilir (90).

Tam kontur tek tabaka ve monokromatik restorasyonlar oldukları için monolitik zirkonya restorasyonların renk uyumunun sağlanması üretildikleri ilk dönemlerde oldukça zorlu bir laboratuvar süreci gerektirmekteydi. C Fischer'in Cercon HT (DeguDent, Dentsply, USA) için özel olarak geliştirdiği multi-colouring kavramı sayesinde daha doğal sonuçlara ulaşmak mümkün olmuştur. Yumuşak ton geçişlerinin sağlanabildiği bu yöntem ile çeşitli yoğunluklar elde edilerek doğal dişe benzer restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır. Renklendirmeye servikal bölümden başladıktan sonra dentin ve insizal kenarın karakterizasyonu ile devam edilebilmektedir. Daha fazla bireyselleştirmenin gerekli olduğu vakalarda presinterize bloklar üzerinden elle boyama yöntemi ile farklı tonlara ulaşılabilir (74). Renklendirme alanında meydana gelen bu yenilikler ile birlikte VİTA renk skalasında bulunan 16 farklı ton elde edilebilmektedir. Son yıllarda

renk uyumunun sağlanmasını basitleştirmek için multi-coloured bloklar üretilmeye başlanmıştır. Bu blokların dört farklı tabakasının da farklı ışık geçirgenliği değerleri gösterdiği gösterilmiştir (91).

4.2.6. Zirkonyanın Veneerlenmesi

Zirkonyanın opak ve monokromatik rengi estetik için yeterli olmadığından günümüze kadar üzerine veneerleme yapılması gerekmektedir. Zirkonyum dioksitin gücü ile zayıf veneer seramiğin estetiği kombine edilerek daha biyouyumlu ve daha güvenilir restorasyonlar elde edilmiştir. Yapılan araştırmalarda alt yapı-veneer tam seramik restorasyonlardaki en sık karşılaşılan başarısızlığın veneer porselenin delaminasyonu olduğu bildirilmiştir. Delaminasyon, veneer seramiğin alt yapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv başarısızlık olarak tanımlanabilir (92,93). Zirkonyanın adezyon yeteneğinin artırılması için pek çok çalışma yapılmıştır. Nakamura ve arkadaşlarının poröz ve düzgün zirkonyanın veneer porseleni ile bağlantısını inceleyen çalışmasında poröz zirkonyanın (33,6 MPa) porselene bağlantı kuvvetinin düzgün zirkonyadan (27,4 MPa) daha fazla olduğu tespit edilmiştir (94).

4.2.7. Zirkonya Üzerine Uygulanan Yüzey Modifikasyonları

Zirkonyanın adezyon yeteneğinin artırılması için yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Y-TZP materyalinin yoğun kristal yapısı içerisinde cam matriks ve silika içermeyişi nedeniyle asitlemeye karşı dirençli olması, dış yüzeyinde bulunan Zr atomları ile reaktif olmayan karmaşık yüzey yapısı, inert oluşu, tetragonal monoklinik faz dönüşümü ile mekanik özelliklerini kaybedebilmesi gibi nedenlerden ötürü uygulanılacak yüzey modifikasyonları dikkatle seçilmelidir (95).

Silika ile kaplama, zirkonya yüzeyinin adeziv simantasyona uygun hale getirebilmesi için uygulanan yüzey modifikasyonlarından biridir. Silika depozisyonu, air abrazyon ile silika taneciklerin püskürtülmesi, tribokimyasal silika kaplaması çeşitli silika kaplama yöntemlerinden bazılarıdır. Silika ile zirkonya yüzeyinin kaplanması başarılı başlangıç bağlantı değerleri ortaya koymuştur fakat uzun dönemde silika tabakasının hidrolize uğraması neticesinde bağlantı zayıflamıştır (96,97). Diğer yöntemlerden bazıları kumlama,

plazma spray uygulaması, MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) içerikli primer ve rezin siman uygulamaları, air abrazyon tekniği, selektif infiltrasyon etching tekniği ve lazer uygulamaları olarak sayılabilir (98).

Kumlama diş hekimliğinde en çok tercih edilen yüzey modifikasyon metodudur. Zirkonya üzerinde pürüzlü alanlar yaratarak veneer porseleni ile zirkonya arasında mekanik bir bağlantı oluşmasını sağlar (99). Pek çok araştırmacı bu yöntemin zirkonyanın porselen ile olan bağlantısını güçlendirdiğini düşünmektedir (100,101). Öte yandan kumlamanın, lokal olarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne sebep olduğu gösterilmiştir (102). Fakat monoklinik yapıdaki zirkonya kristallerinin 1000-1100 C° aralığında 5-10 dakika ısıl işlem uygulaması sonucu tetragonal faza geri dönebildiği bilinmektedir. Ayrıca, ısıl işlem uygulamasının seramiğin zirkonyaya bağlantı değerini etkilemediği gösterilmiştir (103).

Zirkonyanın adezyonunu geliştirmek için kullanılan primer ve simanların sadece fosfat monomeri içerikli olanlarının uzun dönemde başarılı sonuçlar verebildiği literatürde gösterilmiştir (104). MDP bazlı rezin simanların zirkonyanın adeziv simantasyonunu geliştirdiği, suya dayanıklı bağlar oluşturarak kalıcı bir bağlantı sağladığı bilinmektedir (105). Literatürde, daha efektif bir adezyon sağlanması için kullanılacak en etkili yöntemin, MDP içerikli primer ile kombine olarak uygulanan 110 ve 30 µm Si kaplı alüminyum tanecikleri ile air abrazyon tekniğinin olabileceği düşünülmektedir (106).

Selektif infiltrasyon tekniği 2006 yılında geliştirilmiş olan bir yöntemdir. Bu yöntemde özel bir cam ajanın ısı yardımıyla zirkonya tanecikleri arasına infiltre olması ve taneciklerin yeniden düzenlenmesi sağlanır. Sonrasında cam % 5'lik hidroflorik asit içerisinde çözünür ve yerini nano yapıda poröz alanlara bırakır. Bu alanlar rezin infiltrasyonu ve mekanik bağlantı için idealdir. Selektif infiltrasyon tekniği, dört hafta suda bekletilmesine karşı yüksek bağlantı değerlerini devam ettirebilen tek yüzey modifikasyon yöntemidir (107). Bu yöntemin MDP içerikli rezin siman ile kombine kullanımı yüksek ve kalıcı bağlantı değerlerine ulaşılmasını sağlamıştır (108).

Lazer uygulamaları konvansiyonel yüzey modifikasyonlarına alternatif olabilecek yöntemlerden biridir. Lazer uygulaması yüzeydeki tanecikleri ablasyon olarak adlandırılan

mikropatlamlar ve vaporizasyon aracılığı ile ortadan kaldırmaktadır. Bununla birlikte literatürde lazer uygulamaları ile ilgili sonuçlar çelişkilidir. Bazı çalışmalar lazerin zirkonyum oksit ve rezin siman arasındaki bağlantının kuvvetini etkilemediğini öne sürmektedir (109). Öte yandan yeni çalışmalar Nd:YAG lazer ve karbondioksit lazer uygulanmasının bağlantı değerlerini güçlendirdiğini ve geleneksel yöntemlere alternatif olabileceğini göstermektedir (110,111).

4.2.8. Zirkonya Seramiklerin Sinterleme ve Üretim İşlemleri

4.2.8.1. Green Zirkonya

Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonya bloklar, kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle kazınırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık % 20-30 oranında büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzölmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından % 20-25 daha büyük hazırlanırlar (31).

- Sinterleme

Sinterleme, yüksek erime sıcaklığına sahip malzemelerin üretiminde uygulanan bir ısı işlemidir. Sinterleme materyalin yoğunlaştırılmasını, mekanik, fiziksel ve ısısal özelliklerinin geliştirilmesini sağlar. Toz metalurjisinde ve seramik üretim teknolojisinde sıklıkla kullanılır. Daha hızlı ve homojen ısınan malzeme elde etmek için farklı sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden en sık kullanılanları;

Sinterleme Fırını

İndüksiyonla sinterleme

Mikrodalga ile sinterleme

Plazma sinterleme

Lazer sinterleme

Deşarj sinterlemedir (112).

Zirkonyanın sinterlenmesinde ise sinterleme fırınları ile konvansiyonel sinterleme metotları (sıcak presleme, sıcak izostatik presleme) ya da nonkonvansiyonel metotlar (mikrodalga sinterleme-spark plazma sinterleme) kullanılabilir (113).

Sıcak izostatik pres, sıcaklık ile basıncın eş zamanlı uygulanmasıyla kullanılır. Bu işlem HIP olarak tanımlanır. Seramik ürünlerdeki yoğunluğu arttırmak için genellikle sıcak preslemeye başvurulur. Bu yöntemde basınç gaz vasıtasıyla üç eksenli olarak uygulanarak tozların içerisinde bulunduğu kap, içten ısıtılmalı bir hazne ile ısıtılarak sinterleme işlemi gerçekleştirilir. Soğuk izostatik preslemeden farkı, basınç kamarasının bir fırın sistemi ile ısıtılmasıdır. Basınç argon veya helyum gazı ile sağlanır. Öte yandan yüksek sıcaklıklar zirkonya tanecik büyümesinin kontrolünü zorlaştırmaktadır (114).

Spark plazma sinterleme (SPS) tekniği ise enerji tasarrufu ve yüksek sinterleme hızları sunan yeni bir sinterleme teknolojisidir. Bu yöntem ile sıcak presleme, sıcak izostatik presleme gibi geleneksel sinterleme metotlarına kıyasla % 20 ile % 30 daha az enerji kullanarak malzeme elde etmek mümkündür. SPS tekniğinin çalışma prensibi doğru elektrik akımının grafit kalıp sistemi ile yoğunlaştırılması istenen tozun içinden geçirilmesidir. Böylece diğer sinterleme yöntemlerinin tersine SPS tekniğinde materyal içeriden ısınır. SPS sisteminde sisteme bağlı başka bir ısıtıcı yoktur, bunun yerine elektrik akımını oluşturan ve kalıp sistemine gönderen bir elektrik akım jeneratörü vardır. Bu sayede 600 C°/dakika gibi yüksek ısıtma ve soğutma hızlarına çıkılabilir ve dolayısıyla sinterleme süresi kısa zamanda tamamlanabilir. Yalıtımın olmaması, ısıtma elemanlarının yüksek ısıtma kapasitesine sahip olması ve grafit kalıbın elektrik akımı sayesinde ısıtılması hızlı ısıtma ve soğutma ile sonuçlanır. Bu da tanecik büyümesinin kontrol altında tutulabilmesi anlamına gelmektedir (115).

Mikrodalga sinterleme metodu da son yıllarda geliştirilmiş bir başka sinterleme metodudur. Çabuk ısıtma, hızlı üretim, yüksek yoğunlaştırma, tanecik büyümesinin kontrol altında tutulabilmesi ve de en önemlisi tüm bunlar elde edilirken daha az enerji harcanması konvansiyonel metotlara kıyasla üstünlükleri arasındadır (113).

Zirkonyum oksit bloklar farklı sinterleme yolları ile elde edilebilir. Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksit polikristallerinin farklı sıcaklıklarda, farklı sürelerde ve

farklı yollarla sinterlenmesinin materyalin estetik ve mekanik özellikleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (6,58).

Günümüzde yeni nesil monolitik zirkonya blokları, konvansiyonel fırınlarda 1350-1550 C°'de 1-2 saat aralığında sinterlenmektedir (116). Daha düşük sıcaklık ve sinterleme süresi ile daha küçük nano tanecik boyutuna sahip monolitik zirkonya elde edilmesi için konvansiyonel sinterleme yerine mikrodalga sinterleme metodunun denenmesi fayda sağlamıştır; ancak bu metotla elde edilen monolitik zirkonyaların optik ve mekanik özellikleri henüz yeterince araştırılmamıştır (117).

4.2.8.2. Presinterize Zirkonya

Presinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın 500 C°'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler. Zirkonyum oksit tozunun preslenerek blok haline getirilebilmesi için yapı içerisinde bağlayıcı madde bulunmaktadır. Bağlayıcı madde bu ön sinterleme işlemi sırasında elimine olmaktadır (118). Zirkonya tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş haldeki bloklar, CAD/CAM sistemi kullanılarak ham şekillendirme işlemine tabi tutulurlar. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350 C° – 1500 C° arasında sisteme ait fırında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20'lik bir büzülme uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip zirkonya bloklara non-HIP zirkonya da denir (119). HIP bloklara göre daha az zaman ve maliyetle şekillendirilebilmeleri ayrıca renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilmeleri bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (120).

4.2.8.3. Sinterize Zirkonya

Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış prefabrike zirkonya bloktan restorasyon esas boyutunda şekillendirilmektedir. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal yaklaşık 1300 C°'de sinterlenir. Ardından tanecik yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400 C° – 1500 C° arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra

Y-TZP'nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonya bloklara HIP zirkonya da denir (121). HIP zirkonyum oksit blokların işlenmelerinin zor olması materyalin mekanik özelliklerini de olumsuz yönde etkilemektedir. Bununla birlikte sinterleme büzülmesinin olmaması bu blokların avantajı olarak gösterilmektedir (81).

4.2.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Günümüzde özellikle CAD/CAM sistemlerinin gösterdiği gelişmeler ile birlikte pek çok materyalin hasta başında direkt olarak üretilebilen blokları bulunmaktadır. Bu sayede tedavi süresi kısaltmakta ve sunulan tedavinin kalitesinde artış sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar da CAD/CAM sistemleri ile uyumludur ve esas olarak iki tiptir.

4.2.9.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar

Tüm konvansiyonel zirkonya blokların yapısı benzerlik göstermekle birlikte ağırlıkça % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içermektedir. Esneme kuvvetleri 900-1200 MPa, elastik modülüsleri ise yaklaşık 210 GPa'dır. Günümüzde çoğu firmanın konvansiyonel zirkonya bloğu değişen ebatlarda bulunmaktadır (122).

4.2.9.2. Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar

Günümüzde monolitik zirkonya blokların yapısı kimyasal olarak konvansiyonel zirkonya bloklara benzer olmak ile birlikte teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinde kaydedilen gelişmeler sonucunda yapıca bazı farklılıklar göstermektedir (123). Tanecik çapında meydana gelen küçülme ve homojenitenin artması materyalin ışık geçirgenliğini arttırıp kırılma dayanımını güçlendirmiş, düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır (124). Toz işleme tekniklerindeki ilerlemelerle daha saf zirkonya tozlarının elde edilmesi, içyapıda karşılaşılan çatlak ve defektleri en aza indirmiştir (123). Konvansiyonel zirkonyaların ortalama tanecik boyutu 1 μm ve üzerinde iken, yeni nesil monolitik zirkonya blokların ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8

um arasında değişmektedir (125). Yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda, materyal yoğunluğu yüksek tutulup monoklinik faz oranı konvansiyonel zirkonya bloklara kıyasla düşürülmüştür. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırmanın ardından zirkonyanın % 25'ten daha az monoklinik faz bulundurması gerekmektedir. Yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda ise bu oran % 10'un altına inmektedir (126). Bu da materyalin uzun dönem klinik başarısı üzerine doğrudan etkilidir. Konvansiyonel zirkonya bloklarda materyal yapısına, dayanıklılığı arttırmak ve yaşlandırma işlemine direnç kazandırmak için eklenen alümina (% 1-5) ışık geçirgenliğine olan olumsuz etkisi sebebiyle yeni nesil monolitik zirkonyalarda ciddi oranda azaltılmış (% 0,1) ancak materyalin yaşlandırmaya karşı zirkonyaya kattığı direnç alümina dağılımının geliştirilmesi ile korunmuştur (89,127). Konvansiyonel zirkonya blokların içerisinde mekanik özellikleri geliştiren fakat ışık geçirgenliği üzerine olumsuz etkili organik bağlayıcılar bulunurken, yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda yapı içerisindeki atomlar herhangi bir bağlayıcıdan destek almaksızın birbirlerinin içerisine geçmektedir. Bu tip bloklarda renklendirme seçeneklerinin de artmış olması estetiği arttırmıştır. Işık geçirgenlikleri artırılmış yeni nesil monolitik zirkonya bloklar esas olarak ikiye ayrılmaktadırlar (128).

a) HT Zirkonya Bloklar (High Translucent)

Yapıca konvansiyonel zirkonya bloklar gibi % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında üç mol Y_2O_3 ile diğer oksitleri içermektedir. Öte yandan yeni nesil zirkonya blokların tüm özelliklerini içerirler. Tanecik boyutları 0,2-0,8 μm aralığında yoğunlukları en az $6 g/cm^3$ 'tür. % 10'un altında monoklinik faz içermekle birlikte yapılarındaki alumina oranı % 0,1'in altındadır (129). Işık geçirgenlikleri konvansiyonel zirkonya bloklara kıyas ile çok daha homojen yapıda olmaları sebebi ile üstündür (7) fakat lityum disilikatlar seviyesinde değildir (130). Öte yandan kırılma dayanımları en az konvansiyonel zirkonya bloklar kadar yüksektir (129).

b) Kübik Zirkonya Bloklar

Son yıllarda üretilen bu tip zirkonya blokların yapısı konvansiyonel ve HT bloklardan farklıdır. Ticari isimleri ultra translucent (UT) olarak ta geçebilen bu bloklar yapılarında kübik-tetragonal faz karışımı bulundurlar. Monoklinik faz değişimi oldukça

az gösterirler. Kübik zirkonya bloklar beş mol Y_2O_3 içerdikleri için 5Y-TZP olarak ta isimlendirilebilmektedirler. Piyasada bulunan bu tip blokların esneme dayanımları 500-750 MPa aralığında değişmektedir yani mekanik özellikleri konvansiyonel ve HT bloklar seviyesinde değildir. Öte yandan en önemli alternatifleri olan lityum disilikatlardan (400 MPa) daha yüksek esneme dayanımına sahiplerdir. Tüm zirkonya bloklar arasında en fazla ışık geçirgenliği gösteren bloklardır ve endikasyonları arasında anterior lamina restorasyonları da bulunmaktadır (11,131).

4.3. Işık

Işık, nanometreler (nm) ile ifade edilen dalga boylarının meydana getirdiği görülebilir elektromanyetik bir radyasyondur. Görünür ışık, elektromanyetik spektrumun yalnızca küçük bir kısmını oluşturur. Gözümüzün duyarlı olduğu görünür ışığın dalga boyu 380-780 nm arasındadır. Bu dalga boyuna “görünür ışık spektrumu” adı verilir. Gözün algıladığı bu ışık spektrumun altında kalan, daha kısa dalga boyu olan ışıklara “ultraviyole ışınları” denir. X ışınları, kozmik ışınlar ve gamma ışınları bu gruba girer. Gözün algıladığı bu ışık spektrumu üzerinde olan, daha uzun dalga boyuna sahip ışıklara ise “kızılötesi ışınlar” denir. Mikrodalga, radyo ve elektrik dalgaları ise bu gruptadır (132).

4.3.1. Kırılma ve Yansıma

Kırılma, ışığın bir ortamdan diğer bir ortama geçerken yönünü değiştirmesidir. Kırılma indisi cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini tayin etmede kullanılır. Kırılma indisi aynı materyallerden oluşan cisimler saydam iken, kırılma indisleri arasında büyük farklılıklar bulunduran materyaller ise opaktır. Yansıma, bir cismin yüzeyinden geri dönen ışık demeti olarak ifade edilir (133). Işık hiçbir zaman saydam veya yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır. Düz bir obje üzerine düşen paralel ışık demetinin bu yüzeye çarptığında ışığın gelme açısıyla eşit açıda yansıması düzgün yansımadır. Dağınık yansımada, ışık demeti düzgün olmayan bir yüzeye çarparsa değişik açılarda dağınık bir şekilde yansıma gösterir. Başarılı dental restorasyonlarda ışığın uygun şekilde yansıtılabilmesi, dikkat edilmesi gereken en önemli olaylardandır. Doğal dişlerde mine prizmaları ışığın dişe geçmesini ve içindeki renklerin

tüm yönlerde yansımaları sağlar. Bu nedenle restorasyonlarda dağınık yansıma tercih edilen bir yansıma türüdür ve elde edilmeye çalışılır (134).

4.3.2. Translusens ve Floresans Özellikler

Dişlerde ana renk, parlaklık ve yoğunluğun dışında önemli olan diğer bir özellik de translusensidir. Dişler değişen translusens değerlerine göre karakterize edilir. Transparanlık bir materyalden ışığın doğrudan geçebilmesidir. Opaklık ise, materyalin ışık geçişine gösterdiği direnç ya da ışık geçişine izin vermemesinin bir ölçütüdür. Translusensi, saydam ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir (135). Restorasyonlar aşırı opak, mermere benzer veya cansız görünümlü olarak tanımlandığında, estetik problem genellikle translüsensinin yetersiz biçimde restore edilmesinden kaynaklanmaktadır. Translüsensi, etki olarak, parlaklığın üç boyutlu uzaysal ilişkisi veya temsili görüntüsüdür. Genellikle, bir kronun translüsensinin artması parlaklığının azalması anlamındadır. Floresanslık, bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tarif edilebilir. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik gösterir. Bir restorasyon doğal dişten farklı bir floresansa sahip olduğunda renk uyumsuzluğu ortaya çıkar. Floresans özellikli restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir (136).

Dental seramiklerin translusensilerinin değerlendirilmesinde üç geleneksel yöntem kullanılmaktadır. Direkt ışık geçişinin ölçülmesi, toplam ışık geçişinin ölçülmesi (Işık saçılmasını da içerir) ve spektral yansımanın tespit edilmesi (137). Direkt ve toplam ışık geçişinin ölçülmesi yöntemleri için spektrometre ve spektrofotometreler kullanılmaktadır. Kontrast oran ve translusentlik parametreleri ise spektral yansımayı ölçmektedir (138). Genellikle translusentlik parametresi (TP) ve kontrast oran (CR) ile ifade edilir. CR, bir cisimden, siyah arka plan üzerinde iken yansıyan ışık miktarının, beyaz arka plan üzerinde iken yansıyan ışık miktarına oranıdır ve ışık geçirgenliği karşılaştırmaları için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. CR opak materyaller için bire yaklaşırken, saydam materyaller için sifira yaklaşmaktadır (139). TP ise ilk olarak 1995 yılında Johnston ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır ve spektral yansıma yönteminin

bir modifikasyonudur. TP bir cismin beyaz ve siyah arka plan üzerindeki renk farkıdır ve translusentliğin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır (140).

4.3.3. Translusensiyi Etkileyen Faktörler

Bir seramik restorasyonun ışık geçirgenliği; kor ve veneer seramiğin değişik karakteristik özelliklerine bağlıdır. Seramiklerin ışık geçirgenliklerini etkileyen faktörler; seramik fazları arasındaki farklı kırılma indeksleri, çatlak ve poröziteler, yüksek kristalin içeriği ve tanecik büyüklüğü, altyapı materyalinin etkisi, kalınlık, renk ve veneer seramiğin yüzey özellikleri, alt yapı renklendirme yöntemi ve yapıştırma simanının rengi olarak sayılabilir (88).

4.3.4. Işık Geçirgenliği Ölçümünde Kullanılan Cihazlar

4.3.4.1. Spektrofotometreler

Bir cismin yansıttığı veya ilettiği görünür parlak enerji miktarının, tüm görünür spektrum içinde olan ışık geçirgenliği değerlerinin hepsini istenilen dalga boyunda ölçer ve kayıt eder. Spektrofotometre cihazına yerleştirilmiş küresel optik uçlar, ışığı farklı değişik yönlerde ortaya çıkarır. Bu durum, cismin ışık geçirgenliği analizinin en hassas şekilde yapılabilmesini sağlar. Spektrofotometrenin avantajları arasında; objektif olması, standart koşullarda tam doğru sonuç vermesi, elde edilen verilerin tutarlı olması olarak sayılırken dezavantajları pahalı olması, klinik kullanımlarının pratik olmamasıdır (141,142).

UV-Vis spektrofotometresi ultraviyole ve görünür ışık dalga boylarında çalışır. Bir örnekten geçen ışık yoğunluğunu hesaplar (I) ve onu objeden geçmeden hemen önceki ışık yoğunluğu ile (I_0) oranlar. I/I_0 Transmittans (T) değerini verir ve sıklıkla % ile ifade edilir. Absorbans (A) ise $A = -\log(\%T)$ formülü ile hesaplanabilir. Bu spektrofotometreler tek ışınlı ya da çift ışınlı olabilir. Tek ışınlı spektrofotometrelerde I_0 hesaplamak için örneğin kaldırılması gereklidir. Çift ışınlı cihazda ise ışık örneğe ulaşmadan önce ikiye bölünür ve bir ışık demeti referans olarak kullanılır. Bu spektrofotometreler ile sıvı, gaz ve katıların ışık geçirgenlikleri ölçülebilir (143).

4.3.4.2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar. Sonuçlar parlaklık (cd/m^2) ve aydınlanma (lux) ile ifade edilir. Cihazın avantajı, ölçüm sonuçlarının gerçek görüş koşullarına uyum göstermesidir. Rengin tüm özelliklerinin ölçümünde kullanılabilirler. Ancak ölçüm pozisyonuna çok dikkat edilmeli ve aynı olmasının sağlanması gerekmektedir. Pozisyondaki ufak bir değişim bile bulgularda önemli farklılıklara sebep olabilmektedir (142).

4.3.4.3. Kolorimetreler

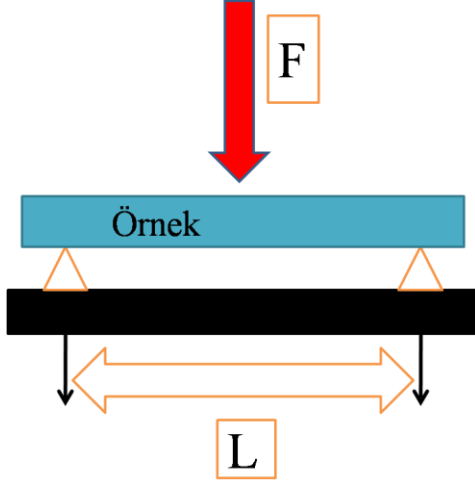
Kolorimetreler, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır. Spektrofotometreye göre kolay kullanımlı ve daha ucuzdur. Dezavantajları olarak spektrofotometrelere kıyasla ucuz olsalar da maliyetlerinin fazla olması, düz ve eğimli yüzeylerde tutarsız sonuçlar verebilmesi sayılabilir. Ölçülecek materyalin yarı saydam olması ve kullanılan yöntemle bağlı olarak ölçümler materyalden ışık saçılması sonucu etkilenebilir ve değerlerde hatalar oluşabilir (144,145).

4.4. Mekanik Dayanım Testleri

4.4.1. Üç Nokta Bükme Testi

Materyallerin uniaksiyel esneme dayanımları üç nokta bükme testi yardımıyla ölçülebilir. Bu test ISO 4049:2009 “Dentistry – Polymer based restorative materials” belirtildiği şekilde uygulanmalıdır. Dikdörtgen şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarında 2x4x25 mm boyutlarında hazırlanmalıdır. Örnekler 0,5-1 mm/dk ve 15-20 mm destekle universal test aleti yardımıyla yükleme yapılabilir. Dairesel çelik bir bar ile destek barların tam ortasından yük uygulanır.

Esneme kuvveti dikdörtgen kesitli örnekler için $\sigma = 3FL/2bh^2$ formülü yardımıyla yuvarlak kesitli örnekler için ise $\sigma = 3FL/\pi R^3$ formülü ile hesaplanabilir (146).



Şekil 2. Üç nokta bükme testi

σ = Esneme kuvveti (MPa), F= Maksimum kuvvet (N), L= Desteğin uzunluğu (mm)
b= Örneğin çapı (mm), h= Örneğin kalınlığı (mm), R= Örneğin yarıçapı (mm)

Bu uygulamanın bir modifikasyonu olan dört nokta bükme testinde ise örnekler aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır. Dört nokta bükme testi de uniaksiyel bir test metodudur.

Tek eksenli bükme testlerinde örnek kenarlarında çatlak oluşma olasılığı artar ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarından sonuçlar etkilenebilir. Bunun yanında örnek boyutlarının dental restorasyonlardan oldukça farklı olması önemli bir dezavantajdır (147).

4.4.2. Üç Top Üzerinde Piston Testi

Dişhekimliğinde kullanılan seramik materyallerin biaksiyel esneme kuvvetini ölçmeyi sağlayan yöntemdir. 10-12 mm çapında bir daire etrafında birbirlerinden eşit uzaklıkta ve birbirlerine 120 derece açıyla yer alan üç adet 3,2±0,5 mm çapında çelik toplardan oluşan bir düzenek kullanılır. Disk şeklindeki örnekler üç çelik topu ortalayacak şekilde yerleştirilir ve 1,2-1,6 mm çapındaki piston örnekler kırılıncaya kadar merkezden kuvvet uygular. Kırılmadan önceki maksimum kuvvet kaydedilir. ISO 6872'e göre hazırlanan örneklerin çapı 12-16 mm aralığında olmalıdır. $\sigma = -0.2387P(X - Y)/b^2$ formülü

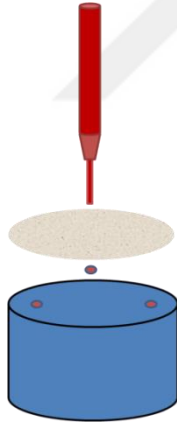
yardımıyla biaksiyel esneme kuvveti hesaplanabilir (148). Biaksiyel esneme kuvveti ölçüm yöntemleri örneklerin merkezlerinde en yüksek gerilimi oluşturduklarından kenar kırıklarından kaynaklanabilecek hataları elimine ederler. Yükleme yapan pistonun altında, kuvvetin eşit şekilde dağılmaması ve bu kuvvet dağılımının modellenmesinin zor olması bu testin dezavantajlarıdır. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasında bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir (149).

σ = Esneme kuvveti (MPa), P= Maksimum kuvvet (N), b= Örneğin kalınlığı (mm)

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

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

ν = Poisson oranı (0.25), r_1 = Üç topun oluşturduğu dairenin yarıçapı (mm), r_2 = Yüklene bölgenin yarıçapı (mm), r_3 = Örneğin yarıçapı (mm)



Şekil 3. Üç top üzerinde piston testi

4.4.3. Kırma Testi

Universal test aletleri yardımıyla yapılabilir. Örneğin küresel çelik uçların uyguladığı kuvvetlere bağlı olarak kırıldıkları andaki maksimum kuvveti temsil eder. Bu testi uygulamadan önce örnek ve küresel çelik uçlar arasında oluşabilecek temas hasarını ortadan kaldırmak adına silgi benzeri materyaller yerleştirilebilir (150). Küresel çelik uçların çaplarının 10 mm'den fazla olması gerektiği rapor edilmiştir (151).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı tip ve markalara ait zirkonya bloklar ile lityum disilikat bloklardan elde edilen örneklerin farklı kalınlıklarda ışık geçirgenlikleri ve esneme dayanımları incelenmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 1’de, oluşturulan gruplar ise Tablo 2’de gösterilmiştir.

Çalışma aşamaları;

- Zirkonya örneklerin CAD/CAM ile tasarlanıp prefabrike bloklardan kesilerek elde edilmesi
- Zirkonya örneklerin 0,5, 0,8, 1,2 mm kalınlıklarında hazırlanması
- Zirkonya örneklerin sinterlenmesi
- Zirkonya örneklerin polisajlarının yapılması
- 0,5 mm kalınlığındaki konvansiyonel ve HT zirkonya gruplarındaki örneklere porselen ilavelerinin yapılması ile 0,8 mm kalınlığında yeni grupların elde edilmesi
- Lityum disilikat cam seramik örneklerin prefabrike bloklardan kesilerek elde edilmesi
- Lityum disilikat cam seramik örneklerin 0,5, 0,8, 1,2 mm kalınlıklarında hazırlanması
- Lityum disilikat cam seramik örneklerin glazelenmesi
- Konvansiyonel 0,5 mm kalınlığındaki cam seramik grubuna porselen ilavesinin yapılması ile yeni bir grup elde edilmesi
- Tüm örneklerin ışık geçirgenliği değerlerinin ölçümünün yapılması
- SEM görüntülerinin alınması
- Tüm örneklerin üç top üzerinde piston testi ile biaksiyel esneme dayanımlarının ölçülmesi
- İstatistiksel analizlerin yapılması

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller

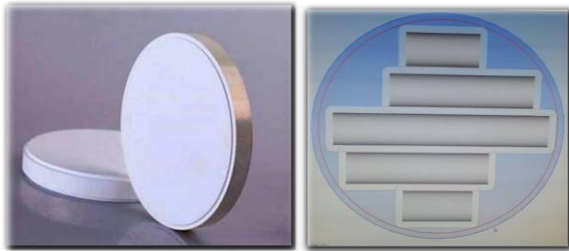
| Marka | Üretici Firma | Materyal | İçerik | Parti no |
|--|---|---|--|----------|
| Wieland Zenostar MO | Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn | Yittrium ile stabilize zirkonyumdioksit blok | $ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 >$ % 99 $Y_2O_3 >$ % 4,5-6,0 $HfO_2 <$ % 5, Al_2O_3+ diğer oksitler < % 1 | V10170 |
| Prozir HT | SeramDent, Eskişehir, Türkiye | Yittrium ile stabilize zirkonyumdioksit blok | $ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 >$ % 99, $Y_2O_3 >$ % 4,5-6 (3 mol), % 5HfO ₂ Diğer oksitler % 1 | Zr0101 |
| Prozir Diamond (Kübik Zirkonya) | SeramDent, Eskişehir, Türkiye | Yittrium ile stabilize zirkonyumdioksit blok | 5 mol Y_2O_3 ağırlıkça % 9,37, Al_2O_3 % 0,051, $SiO_2 \leq$ 0,002, $Fe_2O_3 \leq$ 0,002 | Zr0102 |
| Katana HT | Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya | Yittrium ile stabilize zirkonyumdioksit blok | $ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 >$ % 99, Y_2O_3 % 5-8 HfO_2 % 5 Diğer oksitler % 1 | DMRFG |
| Katana UT (Kübik Zirkonya) | Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya | Yittrium ile stabilize zirkonyumdioksit blok | ZrO_2+HfO_2 % 87-92 Y_2O_3 % 8-11 Diğer oksitler % 2 | DMCZX |
| IPS Emax CAD MO | Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn | Lityum disilikat destekli cam seramik | SiO_2 ve Li_2O , K_2O , MgO , Al_2O_3 , P_2O_5 ve diğer oksitler | 648204 |
| IPS Emax CAD HT | Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn | Lityum disilikat destekli cam seramik | SiO_2 ve Li_2O , K_2O , MgO , Al_2O_3 , P_2O_5 ve diğer | 634587 |

Tablo 2. Çalışma grupları

| Çalışma grupları | Zenostar MO | Prozir HT | Prozir Diamond | Katana HT | Katana UT | IPS Emax CAD MO | IPS Emax CAD HT |
|-----------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------------------|-------------------|
| Kalınlık (mm) | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 | 0,5 0,8 1,2 |
| Örnek Sayısı | 8-8-8 | 8-8-8 | 8-8-8 | 8-8-8 | 8-8-8 | 8-8-8 | 8-8-8 |
| Porselen İlave Grubu (Por) | 8 adet 0,8 mm 0,5+0,3 mm | 8 adet 0,8 mm 0,5+0,3 mm | Yok | 8 adet 0,8 mm 0,5+0,3 mm | Yok | 8 adet 0,8 mm 0,5+0,3 mm | Yok |

5.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Üretici firmalardan alınan 98x18 ebatlarında beş farklı grup A₂ renkte zirkonya blok CAD/CAM (Yenamak D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yardımı ile kazınarak 17 mm çaplı silindirler şeklinde hazırlandı (Resim 1).



Resim 1. Zirkonya blok ve CAD/CAM kesim tasarımı

5.1.1. Zirkonya Örneklerin Kesilmesi

Deney örneklerinin hazırlanması amacıyla zirkonya bloklar 400 devir/dk hızla su soğutması altında çalışan hassas örnek kesme cihazıyla (Mecatome T180, Presi, Fransa) kesici diskin (Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd, Lake Bluff, ABD) kalınlığı da hesaba katılarak kesildi ve 0,65, 1, 1,5 mm kalınlıklı örnekler elde edildi (Resim 2). Toplam 144 adet zirkonya örnek elde edilirken, porselen ilavesi yapılacak gruplar olan Katana HT, Prozir HT ve Zenostar MO grupları için 0,65 mm kalınlıklı 16, 1 ve 1,5 mm kalınlıklı ise sekizer adet toplamda grup başına 32, porselen ilavesi yapılmayacak gruplar olan Katana UT ve Prozir Diamond grupları için her kalınlıkta sekizer toplamda ise grup başına 24 adet örnek elde edildi.



Resim 2. A, B: Hassas örnek kesme cihazı ve kesici disk

5.1.2. Zirkonya Örneklerin Sinterlenmesi

Örnekler sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Alserteknik, Türkiye) üretici firma önerilerine uygun olarak sinterlendiler (Tablo 3).

Tablo 3. Sinterleme süre ve sıcaklıkları

| MARKA | ÜRETİCİ | SİNERLEME SICAKLIĞI(C°) | SİNERLEME SÜRESİ |
|---------------------------|--|-------------------------|------------------|
| Katana HT | Kuraray Noritake, Dental Inc, Tokyo, Japonya | 1500 | 2 SAAT |
| Katana UT | Kuraray Noritake, Dental Inc, Tokyo, Japonya | 1550 | 2 SAAT |
| Wieland Zenostar MO | Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn | 1450 | 2 SAAT |
| Prozir HT | SeramDent, Eskişehir, Türkiye | 1500 | 2 SAAT |
| Prozir Diamond | SeramDent, Eskişehir, Türkiye | 1500 | 2 SAAT |

5.1.3. Zirkonya Örneklerin Polisajı

Sinterizasyonu tamamlanan zirkonya örnekleri özel zirkonya polisaj frezi (Eve Diacera, Ernst Vetter GmbH, Germany) yardımıyla dakikada 7000 devir ile polisajlandı (Resim 3). Disk şekilli örneklerin son boyutları dijital kumpas (Mitutoyo, Japonya) yardımı ile 14x0,5, 14x0,8 ve 14x1,2 mm olarak ölçüldü (Resim 4).



Resim 3. Zirkonya polisaj frezi



Resim 4. Dijital kumpas yardımıyla örneklerin son kalınlıklarının ölçümü

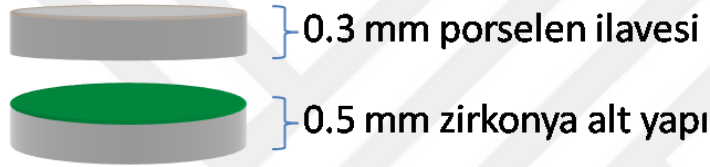
5.1.4. Zirkonya Örnekler İçin Porselen İlave Gruplarının Oluşturulması

Katana HT, Prozir HT ve Zenostar MO gruplarının 0,5 mm kalınlığındaki sekizer adet örneği önce adezyonu geliştirmek için 50 μ m boyutlu alumina tanecikleri ile kumlandı. Sonrasında 0,3 mm kalınlığında A₂ renk porselen (GC Initial, GC America Inc, Chicago, ABD) ilavesi üretici talimatlarına göre yapılarak (Tablo 4) örnekler 0,8 mm

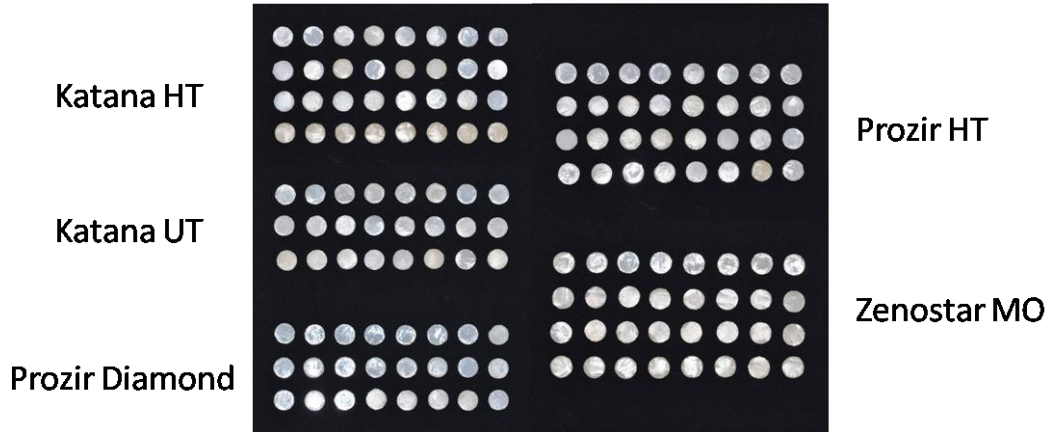
kalınlığına çıkarıldı (Şekil 4). Tüm zirkonya örneklerin hazırlığı porselen gruplarının tamamlanmasıyla bitirildi (Resim 5).

Tablo 4. Zirkonya porseleni fırınlama talimatları

| PORSELEN MARKASI | BAŞLANGIÇ SICAKLIĞI | DAKİKADA SICAKLIK ARTIŞI | FİNAL SICAKLIK | TOPLAM SÜRE |
|---------------------------|---------------------|--------------------------|----------------|-------------|
| GC INITIAL A ₂ | 550 C° | 55 C° | 900 C° | 24 Dakika |



Şekil 4. Zirkonya alt yapı üzerine porselen ilavesi



Resim 5. Zirkonya örneklerin hazırlanmaları.

5.2. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Üretici firmadan IPS Emax CAD MO A₂ grubu için B32, IPS Emax CAD HT A₂ grubu için ise B40 boyutunda bloklar alındı. Alınan bloklar 14 mm çapında olacak şekilde CAD/CAM (Sirona inlab MCXL, Dentsply Sirona, ABD) yardımıyla kazındı.

5.2.1. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Kesilmesi

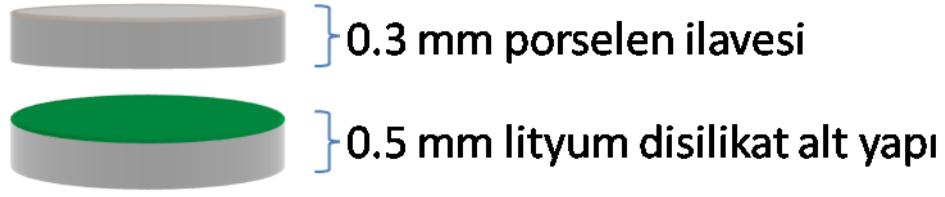
Lityum disilikat cam seramik bloklar 400 devir/dk hızla su soğutması altında çalışan hassas örnek kesme cihazıyla (Mecatome T180, Presi, Fransa) kesici diskin (Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd, Lake Bluff, ABD) kalınlığı da hesaba katılarak 0,5, 0,8, 1,2 mm kalınlıklarında kesildi. IPS Emax CAD MO grubu için 16 adet 0,5 mm, sekizer adette 0,8 ve 1,2 mm kalınlığında örnek elde edilirken, IPS Emax CAD HT grubu için ise tüm kalınlıklardan sekizer adet örnek elde edildi. Toplam 56 adet lityum disilikat cam seramik örnek hazırlandı.

5.2.2. Lityum Disilikat Cam Seramik Örneklerin Glazelenmesi

Elde edilen lityum disilikat cam seramik örnekler üretici firma talimatlarına göre 845 C°de 10 dakika üreticinin fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) yardımıyla glazelendi.

5.2.3. IPS Emax MO Grubuna Porselen İlavesi Yapılması

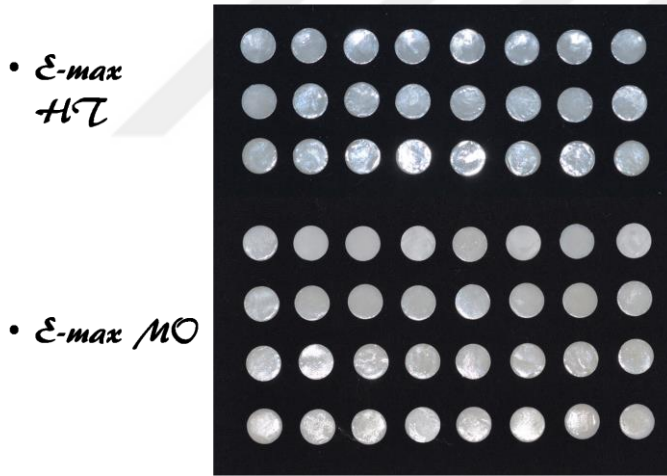
IPS Emax MO grubunun sekiz adet 0,5 mm kalınlığında ki örneği üzerine 20 saniye IPS ceramic etching gel (% 5 Hidroflorik asit) ile asit uygulanması sonrası 0,3 mm A₂ rengine porselen (IPS Emax Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) ilavesi üretici talimatlarına göre (Tablo 5) yapılarak kalınlığı 0,8 mm'e çıkarıldı (Şekil 5). Porselen grubunun oluşturulmasının ardından lityum disilikat örneklerin hazırlığı sona erdi (Resim 6).



Şekil 5. Lityum disilikat alt yapı üzerine porselen ilavesi

Tablo 5. Lityum disilikat porseleni fırınlama talimatları

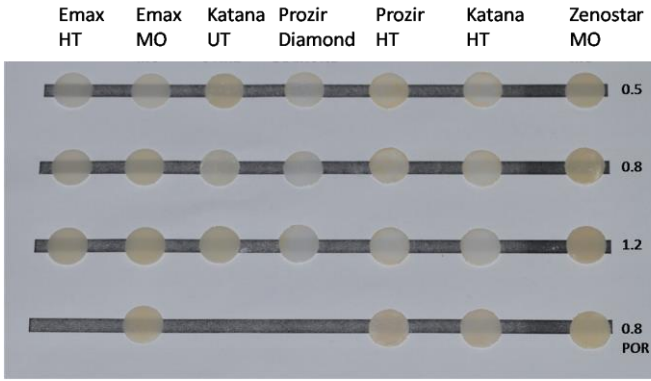
| PORSELEN MARKASI | BAŞLANGIÇ SICAKLIĞI | DAKİKADA SICAKLIK ARTIŞI | FİNAL SICAKLIK | TOPLAM SÜRE |
|------------------|---------------------|--------------------------|----------------|-------------|
| Emax Ceram | 450 C° | 50 C° | 755 C° | 22 Dakika |



Resim 6. Lityum disilikat örneklerin hazırlanmaları

5.3. Örneklerin Işık Geçirgenliklerinin Ölçülmesi

Tüm örneklerin ışık geçirgenlikleri (Resim 7) spektrofotometre cihazı (Shimadzu UV-1201V, Shimadzu, Japonya) yardımıyla 555 nm dalga boyunda ölçüldü (Resim 8). Işık geçirgenliği ölçüm yöntemi olarak yüzdelik transmittans ölçümü kullanıldı. 555 nm dalga boyuna denk gelen yüzdelik transmittans değerleri kaydedildi.



Resim 7. Örneklerin ışık geçirgenliği



Resim 8. UV-Vis spektrofotometre

5.4. SEM Analizi

SEM analizi için tüm gruplardan 1,2 mm kalınlığında birer adet örnek ayrıldı ve analiz Dumlupınar Üniversitesi İLTEM laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (Nova Nanocem 650, Fei, Japonya) yardımıyla örneklerin saf alkol ile temizlenmelerinin ardından gerçekleştirildi (Resim 8).



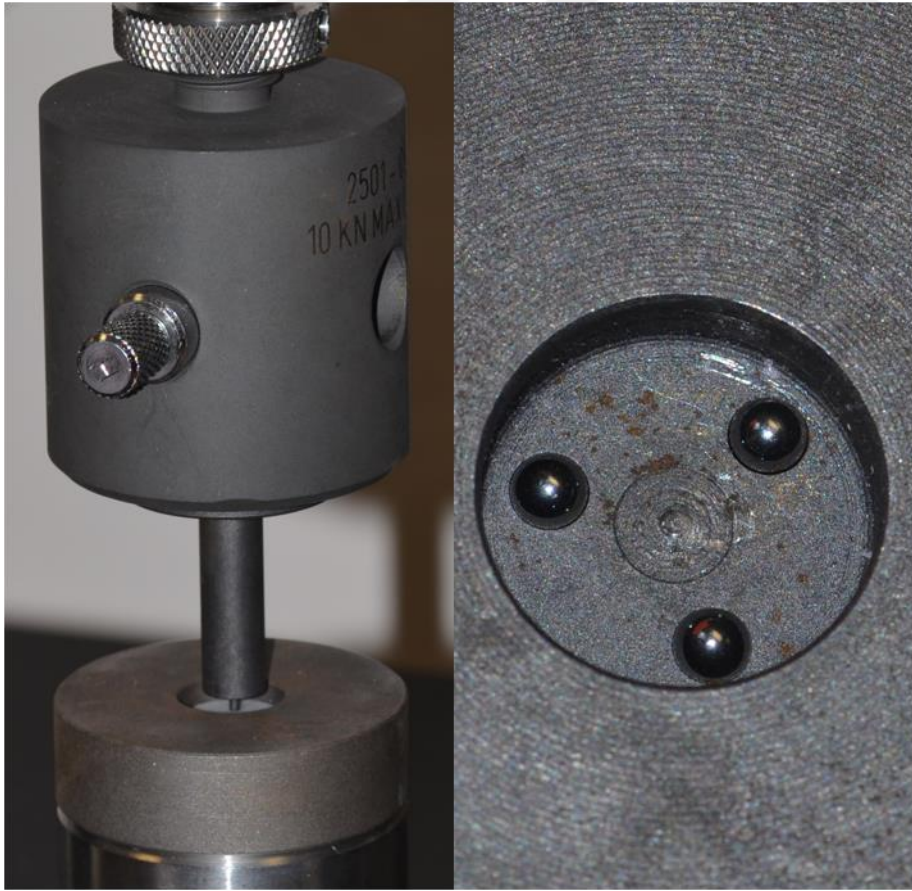
Resim 9. Elektron mikroskobu

5.5. Üç Top Üzerinde Piston Testi ile Örneklerin Dayanımlarının Ölçülmesi

Tüm örneklerin esneme dayanımları Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine bölüm laboratuvarında bulunan universal test cihazına (Instron 4411, Massachusetts, ABD) (Resim 10) bağlanan üç top üzerinde piston düzeneği (Resim 11) yardımıyla ölçüldü. Örnekler uygulayıcı uç yardımı ile 1 mm/dk hızla kuvvet uygulandı ve Newton (N) cinsinden elde edilen değerler kaydedildi.



Resim 10. Instron 4411 universal test cihazı



A

B

Resim 11. A, B: Üç top üzerinde piston düzeneği ve üç topun görüntüsü

Tek tabakalı örneklerin biaksiyel esneme dayanımları, $\sigma = -0.2387P(X - Y)/b^2$ formülü yardımıyla hesaplandı. σ = Esneme kuvveti (MPa), P= Maksimum kuvvet (N), b= Örneğin kalınlığı (mm)

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

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

ν = Poisson oranı (0.25), r_1 = Üç topun oluşturduğu dairenin yarıçapı (mm), r_2 = Yüklene bölgenin yarıçapı (mm), r_3 = Örneğin yarıçapı (mm)

Çok tabakalı örneklerin biaksiyel esneme dayanımları ise aşağıda gösterilen formül yardımıyla hesaplanmıştır.

$$BFS = \frac{6M}{t_a^2 K_{2p}} \left[\frac{E_b t_b}{E_a t_a} \frac{(1 - \nu_a^2)}{(1 - \nu_b^2)} + \frac{t_a (1 - \nu_a^2) \left(1 + \left(\frac{t_b}{t_a} \right) \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right) \right)}{t_a \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a \frac{v_b E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2} \right]$$

$$R = \sqrt{1.6B^2 + d^2} - 0.675d \quad M = \frac{W}{4\pi} \left[(1 + \nu) \log \frac{A}{R} + 1 \right]$$

$$K_{2p} = 1 + \frac{E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a} \right)^2 \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a + \frac{v_b E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2}$$

BFS: Biaksiyel esneme dayanımı, R: Yükleme katsayısı çarpanı, M: Maksimum Esneme Dayanımı, W: Yükleme kuvveti, ν : Poisson's oranı (0,25), A: Destekleyen çemberin çapı, B: Pistonun çapı, C: Örneğin çapı, d: Örneğin kalınlığı, t_a : Üst tabakanın kalınlığı (0,3 mm), t_b : Alt tabakanın kalınlığı (0,5 mm), E_a : Üst tabakanın young modülüsü (GC Initial 80 GPa, Emax Ceram 80 GPa), E_b : Alt tabakanın young modülüsü (IPS Emax MO 95 GPa, Katana HT 205 GPa, Zenostar MO 210 GPa, Prozir HT 205 GPa)

5.6. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel değerlendirme, RStudio 1.0.44 (RStudio Inc, Boston, MA, USA) programı yardımıyla yapıldı. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Normal dağılıma uymayan sürekli değişkenlerin gruplar arası karşılaştırılmaları Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildi. Varyans analizi sonucu istatistiksel olarak anlamlı fark gösteren gruplarda ikili karşılaştırmaların yapılabilmesi için post hoc yöntemlerinden Tukey HSD testi tercih edildi. İstatistiksel anlamlılık $p= 0,05$ seviyesinde değerlendirildi.



6. BULGULAR

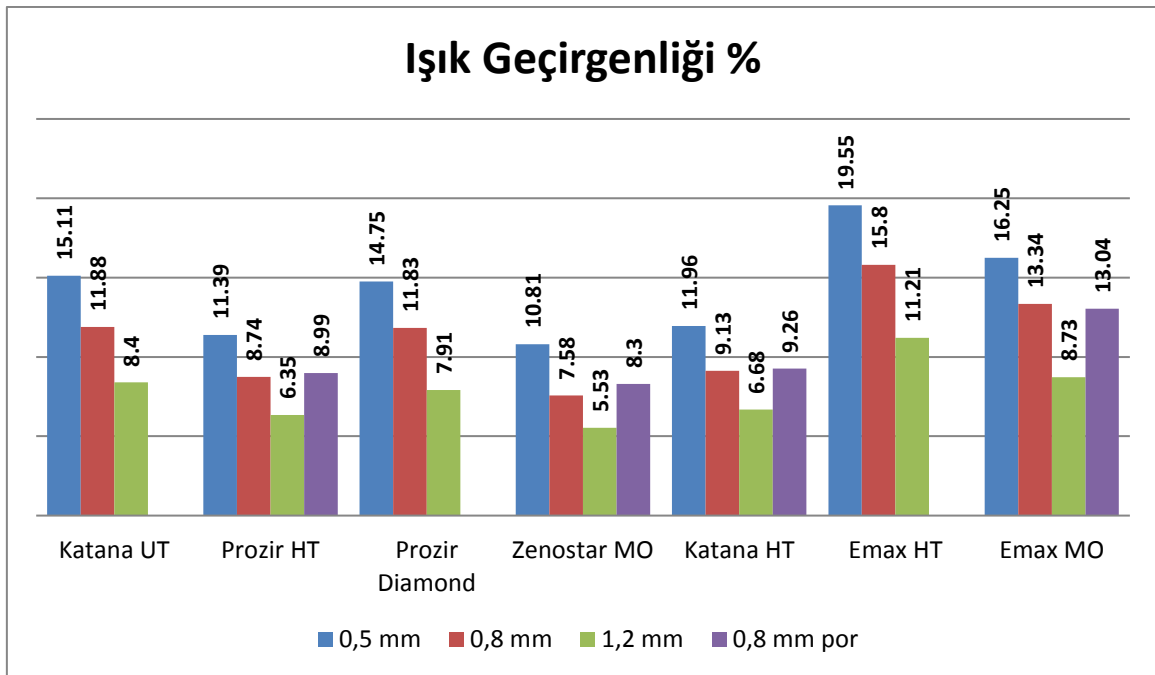
6.1. Işık Geçirgenliği Değerlerinin Karşılaştırılması

Tüm örnekler için ışık geçirgenliği değer ortalamaları kalınlık parametresi ile Kruskal-Wallis testi yardımı ile karşılaştırılmıştır (Tablo 6).

Tablo 6. Işık geçirgenliğinin kalınlık parametresi ile ilişkisi

| Kalınlık | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|----------|----|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| 0,5 mm | 56 | 14,26 | 3,00 | 14,5 | 10 | 20,5 | <0,001 |
| 0,8 mm | 56 | 11,18 | 2,77 | 11,45 | 7 | 16,8 | <0,001 |
| 1,2 mm | 56 | 7,83 | 1,82 | 7,85 | 4,8 | 12,4 | <0,001 |

Yapılan test sonucuna göre ışık geçirgenliği artan kalınlık ile anlamlı bir şekilde ters orantılı olarak azalmaktadır. Tüm gruplarda artan kalınlık ile ışık geçirgenliğinin azaldığı tespit edilmiştir. Tüm grupların kalınlığa bağlı ışık geçirgenliği verileri grafik olarak Şekil 6'da verilmiştir.



Şekil 6. Tüm grupların kalınlığa bağlı ışık geçirgenliği değerleri

Tablo 7. Porselen grubu oluşturulan markalarda ışık geçirgenliğinin kalınlık ile ilişkisi

| | Kalınlık | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|----------------|-------------------------|---|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| Prozir HT | 0,5 mm | 8 | 11,39 | 0,90 | 11,55 | 10 | 12,6 | <0,001 |
| | 0,8 mm ^A | 8 | 8,74 | 0,79 | 8,9 | 7,5 | 9,7 | <0,001 |
| | 1,2 mm | 8 | 6,35 | 0,49 | 6,25 | 5,8 | 7,1 | <0,001 |
| | 0,8 mm Por ^A | 8 | 8,99 | 0,49 | 8,9 | 8,4 | 9,9 | <0,001 |
| Zenostar MO | 0,5 mm | 8 | 10,81 | 0,47 | 10,8 | 10 | 11,5 | <0,001 |
| | 0,8 mm ^B | 8 | 7,58 | 0,46 | 7,5 | 7 | 8,4 | <0,001 |
| | 1,2 mm | 8 | 5,53 | 0,46 | 5,55 | 4,8 | 6,2 | <0,001 |
| | 0,8 mm Por ^B | 8 | 8,30 | 0,49 | 8,25 | 7,5 | 9 | <0,001 |
| Emax MO | 0,5 mm | 8 | 16,25 | 0,59 | 16,3 | 15 | 17 | <0,001 |
| | 0,8 mm ^C | 8 | 13,34 | 0,47 | 13,45 | 12,6 | 14 | <0,001 |
| | 1,2 mm | 8 | 8,73 | 0,47 | 8,7 | 8 | 9,3 | <0,001 |
| | 0,8 mm Por ^C | 8 | 13,04 | 0,55 | 13,1 | 12 | 13,8 | <0,001 |
| Katana HT | 0,5 mm | 8 | 11,96 | 1,07 | 11,75 | 10,8 | 14 | <0,001 |
| | 0,8 mm ^D | 8 | 9,13 | 0,56 | 9,1 | 8,4 | 10 | <0,001 |
| | 1,2 mm | 8 | 6,68 | 0,51 | 6,65 | 6 | 7,5 | <0,001 |
| | 0,8 mm Por ^D | 8 | 9,26 | 0,49 | 9,15 | 8,6 | 10,2 | <0,001 |

Tablo 7’de ise 0,8 mm porselen grubu oluşturulan malzemelerin ışık geçirgenliklerinin de azalan kalınlık (0,5 mm monolitik gruplar) ile doğru orantılı olarak azaldığı görülmektedir ($P<0,001$) ancak, yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda tüm grupların 0,8 mm porselen ilaveli örnekleri ile 0,8 mm monolitik örnekleri arasında ışık geçirgenliklerinde anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$).

0,5 mm kalınlığa ait ortalama ışık geçirgenliği değerleri Tablo 8’de yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 8. 0,5 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|-----------------------------|---|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| Katana UT ^{BC} | 8 | 15,11 | 0,73 | 15,25 | 14 | 16,1 | <0,001 |
| Prozir HT ^A | 8 | 11,96 | 1,07 | 11,55 | 10 | 12,6 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^B | 8 | 14,75 | 0,66 | 15 | 13,5 | 15,4 | <0,001 |
| Zenostar MO ^A | 8 | 10,81 | 0,47 | 10,8 | 10 | 11,5 | <0,001 |
| Emax HT ^D | 8 | 19,55 | 0,67 | 19,65 | 18,4 | 20,5 | <0,001 |
| Emax MO ^C | 8 | 16,25 | 0,59 | 16,3 | 15 | 17 | <0,001 |
| Katana HT ^A | 8 | 11,39 | 0,90 | 11,75 | 10,8 | 14 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 0,5 mm kalınlıkta Zenostar MO, Katana HT, Prozir HT ışık geçirgenlikleri arasında anlamlı bir fark görülmemektedir ($p>0,05$). Prozir Diamond grubu ile Katana UT grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$) ancak bu kübik zirkonya grupları HT zirkonya grupları ve Zenostar MO gruplarından üstündür. Katana UT grubu Emax MO ile yakın değerlere sahip olsa da ($p>0,05$) Emax MO grubu Prozir Diamond grubundan anlamlı derecede yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir ($p<0,05$). Emax HT grubu ise en yüksek değerlere sahiptir ve hiçbir grup ile benzerlik göstermemektedir ($p<0,05$). Emax MO grubu Katana UT grubu ile birlikte Emax HT grubundan sonra en yüksek ikinci değeri göstermektedir.

0,8 mm kalınlığa ait ortalama ışık geçirgenliği değerleri Tablo 9’da yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 9. 0,8 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|-----------------------------|---|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| Katana UT ^A | 8 | 11,88 | 0,83 | 12,1 | 10,4 | 12,9 | <0,001 |
| Prozir HT ^B | 8 | 8,74 | 0,79 | 8,9 | 7,5 | 9,7 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^A | 8 | 11,83 | 0,69 | 12,05 | 10,4 | 12,5 | <0,001 |
| Zenostar MO ^C | 8 | 7,58 | 0,46 | 7,5 | 7 | 8,4 | <0,001 |
| Emax HT ^D | 8 | 15,80 | 0,83 | 16 | 14,5 | 16,8 | <0,001 |
| Emax MO ^E | 8 | 13,34 | 0,47 | 13,45 | 12,6 | 14 | <0,001 |
| Katana HT ^B | 8 | 9,13 | 0,56 | 9,1 | 8,4 | 10 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 0,8 mm kalınlıkta Zenostar MO grubu en düşük ışık geçirgenliği değerini göstermektedir ($p<0,05$). Katana HT grubu ise Prozir HT grubu ile benzer ışık geçirgenliğine sahip ($p>0,05$) ve bu iki HT grubu, Zenostar MO'dan üstün olmakla birlikte diğer gruplardan anlamlı derecede daha az ışık geçirgenliği göstermektedirler ($p<0,05$). Prozir Diamond grubu ile Katana UT arasında ışık geçirgenliği açısından anlamlı bir fark yok iken ($p>0,05$) her ikisi de Emax MO ve Emax HT gruplarından daha az ışık geçirgenliği değerlerine sahiptir. Emax HT grubu ise Emax MO'dan anlamlı derecede üstündür ($p<0,05$).

Tablo 10. 1,2 mm kalınlığındaki örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|-----------------------------|---|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| Katana UT ^{CD} | 8 | 8,40 | 0,50 | 8,25 | 7,8 | 9,1 | <0,001 |
| Prozir HT ^B | 8 | 6,35 | 0,49 | 6,25 | 5,8 | 7,1 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^C | 8 | 7,91 | 0,34 | 8,05 | 7,4 | 8,3 | <0,001 |
| Zenostar MO ^A | 8 | 5,53 | 0,46 | 5,55 | 4,8 | 6,2 | <0,001 |
| Emax HT ^E | 8 | 11,21 | 0,55 | 11,1 | 10,7 | 12,4 | <0,001 |
| Emax MO ^D | 8 | 8,73 | 0,47 | 8,7 | 8 | 9,3 | <0,001 |
| Katana HT ^B | 8 | 6,68 | 0,51 | 6,65 | 6 | 7,5 | <0,001 |

1,2 mm kalınlığa ait ortalama ışık geçirgenliği değerleri Tablo 10'da yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Yapılan oklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 1,2 mm örnek gruplarına bakıldığında Katana HT ve Prozir HT grupları arasında anlamlı bir fark olmamakla beraber ($p>0,05$) her iki HT grubu da Zenostar MO grubundan üstündür ($p<0,05$). Katana UT ve Prozir Diamond grupları arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$). Katana UT ve Emax MO grupları arasında da anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen ($p>0,05$) Emax MO grubu Prozir Diamond grubundan anlamlı derecede üstün ışık geçirgenliğine sahiptir. Emax HT grubu ise yine en yüksek ışık geçirgenliği değerine sahip olan gruptur ($p<0,05$).

0,8 mm porselen ilaveli örnek gruplarına ait ortalama ışık geçirgenliği değerleri Tablo 11'de yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 11. 0,8 mm porselen ilaveli örneklerin ortalama ışık geçirgenliği değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|------------------------------|---|--------------|------------|--------|------|-------|--------|
| Prozir HT Por ^{AB} | 8 | 8,99 | 0,49 | 8,9 | 8,4 | 9,9 | <0,001 |
| Zenostar MO Por ^A | 8 | 8,30 | 0,49 | 8,25 | 7,5 | 9 | <0,001 |
| Emax MO Por ^C | 8 | 13,04 | 0,55 | 13,1 | 12 | 13,8 | <0,001 |
| Katana HT Por ^B | 8 | 9,26 | 0,49 | 9,15 | 8,6 | 10,2 | <0,001 |

Yapılan oklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 0,8 mm porselen gruplarında ise Katana HT grubu ile Prozir HT grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Bununla birlikte Katana HT grubu Zenostar MO grubundan yüksek, Emax MO grubundan ise daha düşük ışık geçirgenliğine sahiptir ($p<0,05$). Prozir HT ve Zenostar MO grupları arasında ise yine anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

6.2. Biaksiyel Esneme Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

0,5 mm kalınlığa ait ortalama biaksiyel esneme dayanım değerleri Tablo 12’de yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 12. 0,5 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|-----------------------------|---|--------------|------------|--------|---------|---------|--------|
| Katana UT ^{AB} | 8 | 446,79 | 319,98 | 354,33 | 153,14 | 1106,7 | <0,001 |
| Prozir HT ^{BC} | 8 | 715,60 | 216,71 | 635,19 | 507,656 | 1065,16 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^A | 8 | 317,69 | 55,36 | 321,68 | 217 | 418,62 | <0,001 |
| Zenostar MO ^C | 8 | 975,80 | 210,96 | 947,36 | 702,46 | 1444,6 | <0,001 |
| Emax HT ^A | 8 | 292,81 | 53,96 | 308,66 | 187,24 | 372,86 | <0,001 |
| Emax MO ^A | 8 | 352,80 | 48,85 | 355,72 | 256,37 | 420,98 | <0,001 |
| Katana HT ^C | 8 | 803,87 | 187,81 | 790,5 | 472,75 | 1023,62 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 0,5 mm kalınlıkta Prozir HT, Zenostar MO, Katana HT grupları arasında anlamlı fark olmamakla birlikte ($p>0,05$) en yüksek esneme dayanım değerlerine sahiplerdir. Prozir Diamond, Emax MO, Emax HT, Katana UT grupları da birbirlerinden anlamlı derecede farklı olmamakla birlikte ($p>0,05$) diğer gruplara kıyasla daha düşük esneme dayanımı göstermektedirler. Sadece Katana UT grubu ile Prozir HT grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

0,8 mm kalınlığa ait ortalama biaksiyel esneme dayanım değerleri Tablo 13’te yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 13. 0,8 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|-----------------------------|---|--------------|------------|--------|--------|---------|--------|
| Katana UT ^{AB} | 8 | 349,27 | 65,21 | 348,11 | 278,05 | 483,03 | <0,001 |
| Prozir HT ^C | 8 | 761,70 | 137,13 | 744,63 | 612,98 | 1075,93 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^B | 8 | 503,42 | 137,41 | 474,92 | 323,55 | 747,78 | <0,001 |
| Zenostar MO ^C | 8 | 886,36 | 106,56 | 870,83 | 725,03 | 1104,24 | <0,001 |
| Emax HT ^A | 8 | 290,35 | 52,91 | 287,85 | 220,58 | 404,38 | <0,001 |
| Emax MO ^A | 8 | 295,13 | 83,73 | 306,85 | 128,33 | 406,31 | <0,001 |
| Katana HT ^C | 8 | 759,18 | 166,50 | 789,64 | 535,06 | 957,59 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda Katana UT, Emax MO, Emax HT arasında esneme dayanımları açısından anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte ($p>0,05$) yine birbirleri arasında anlamlı fark göstermeyen Prozir HT, Katana HT, Zenostar MO gruplarından daha düşüktür ($p<0,05$). Prozir Diamond grubu ise Katana UT ile anlamlı bir fark taşımayan esneme dayanım değeri gösterirken ($p>0,05$) Prozir HT, Katana HT, Zenostar MO gruplarından düşük, Emax MO, Emax HT gruplarından ise yüksek esneme dayanım değerine sahiptir ($p<0,05$).

1,2 mm kalınlığa ait ortalama biaksiyel esneme dayanım değerleri Tablo 14'te yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 14. 1,2 mm kalınlıktaki örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|------------------------------|---|--------------|------------|--------|--------|---------|--------|
| Katana UT ^{AB} | 8 | 323,85 | 116,60 | 292,11 | 233,26 | 587,1 | <0,001 |
| Prozir HT ^{BC} | 8 | 497,16 | 40,65 | 496,74 | 435,49 | 556,4 | <0,001 |
| Prozir Diamond ^{AB} | 8 | 446,02 | 143,86 | 388,99 | 242,03 | 640,28 | <0,001 |
| Zenostar MO ^C | 8 | 672,29 | 110,55 | 648,36 | 570,2 | 932,398 | <0,001 |
| Emax HT ^{AB} | 8 | 351,12 | 65,87 | 364,87 | 218,28 | 428,96 | <0,001 |
| Emax MO ^A | 8 | 300,96 | 84,38 | 309,12 | 139,84 | 422 | <0,001 |
| Katana HT ^C | 8 | 666,45 | 220,23 | 628,35 | 385,09 | 1134,2 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda Katana UT, Emax MO, Emax HT, Prozir Diamond grupları arasında anlamlı fark bulunmamakla birlikte ($p>0,05$) Katana HT ve Zenostar MO gruplarından düşük esneme dayanımı değerleri vermişlerdir ($p<0,05$). Prozir HT grubu ise Emax MO grubundan anlamlı derecede üstün esneme dayanımı göstermesine rağmen ($p<0,05$) bulunan diğer tüm gruplar ile anlamlı bir fark taşımamaktadır ($p>0,05$). HT zirkonya grupları ile Zenostar MO arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$) ve en yüksek esneme dayanım değerlerine sahiplerdir.

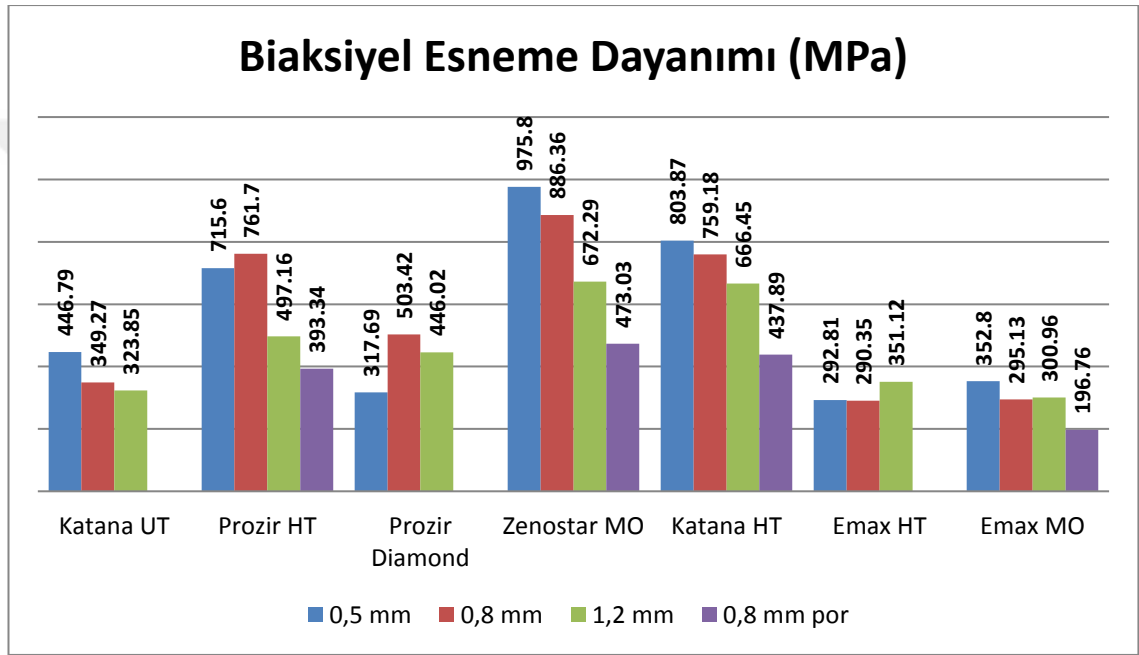
0,8 mm porselen ilaveli örnek gruplarına ait ortalama biaksiyel esneme dayanım değerleri Tablo 15’te yapılan Kruskal-Wallis testi ile verilmiştir.

Tablo 15. 0,8 mm porselen ilaveli örneklerin biaksiyel esneme dayanım değerleri

| Malzeme | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Min. | Maks. | Sig. |
|--------------------------|---|--------------|------------|--------|--------|--------|--------|
| Prozir HT ^A | 8 | 393,34 | 110,85 | 382,99 | 266,64 | 640,13 | <0,001 |
| Zenostar MO ^A | 8 | 473,03 | 73,50 | 461,26 | 387,43 | 589,43 | <0,001 |
| Emax MO ^B | 8 | 196,76 | 39,93 | 198,82 | 123,3 | 268,19 | <0,001 |
| Katana HT ^A | 8 | 437,89 | 70,03 | 441,77 | 350,06 | 567,21 | <0,001 |

Yapılan çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonucunda 0,8 mm kalınlığındaki porselen ilaveli örnek gruplarından Prozir HT, Zenostar MO, Katana HT grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p>0,05$) fakat bu grupların Emax MO grubundan anlamlı şekilde üstün olduğu görülmektedir.

Şekil 7’de tüm grupların kalınlık parametresine bağlı olarak biaksiyel esneme dayanım değerleri gösterilmektedir. Kalınlık ile esneme dayanımı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.



Şekil 7. Tüm grupların kalınlığa bağlı biaksiyel esneme dayanımı değerleri

Tablo 16. Grupların biaksiyel esneme dayanımlarının kalınlık parametresi ile ilişkisi

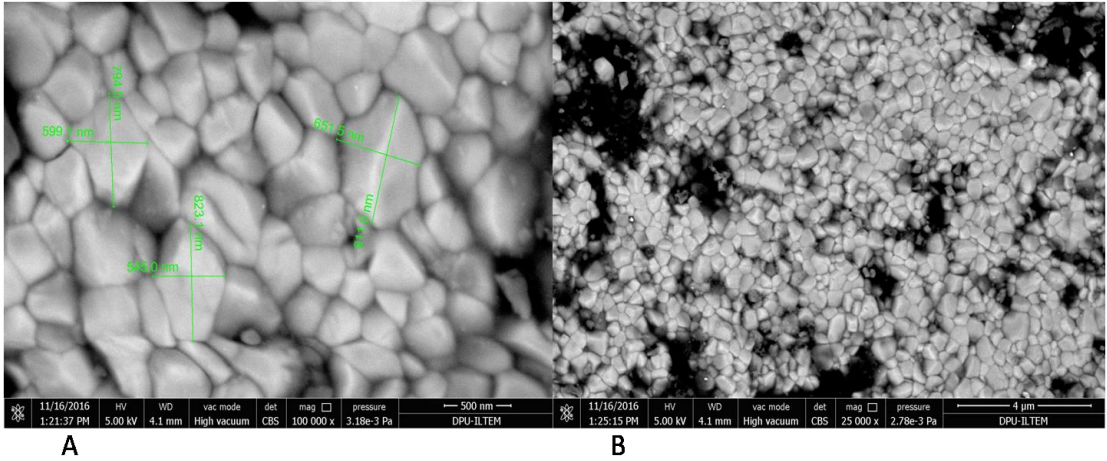
| | Kalınlık | N | Ortalama (%) | Std. Sapma | Median | Minimum | Maksimum | Sig. |
|----------------|-----------|---|--------------|------------|--------|---------|----------|--------|
| Katana UT | 0,5mm | 8 | 446,79 | 319,98 | 354,33 | 153,14 | 1106,7 | NS |
| | 0,8mm | 8 | 349,27 | 65,21 | 348,11 | 278,05 | 483,03 | |
| | 1,2mm | 8 | 323,85 | 116,60 | 292,11 | 233,26 | 587,1 | |
| Prozir HT | 0,5mm | 8 | 715,60 | 216,71 | 635,19 | 507,656 | 1065,16 | <0.001 |
| | 0,8mm | 8 | 761,70 | 137,13 | 744,63 | 612,98 | 1075,93 | |
| | 1,2mm | 8 | 497,16 | 40,65 | 496,74 | 435,49 | 556,4 | |
| | 0,8mm Por | 8 | 393,34 | 110,85 | 382,99 | 266,64 | 640,13 | |
| Prozir Diamond | 0,5mm | 8 | 317,69 | 55,36 | 321,68 | 217 | 418,62 | <0.05 |
| | 0,8mm | 8 | 503,42 | 137,41 | 474,92 | 323,55 | 747,78 | |
| | 1,2mm | 8 | 446,02 | 143,86 | 388,99 | 242,03 | 640,28 | |
| Zenostar MO | 0,5mm | 8 | 975,80 | 210,96 | 947,36 | 702,46 | 1444,6 | <0.001 |
| | 0,8mm | 8 | 886,36 | 106,56 | 870,83 | 725,03 | 1104,24 | |
| | 1,2mm | 8 | 672,29 | 110,55 | 648,36 | 570,2 | 932,398 | |
| | 0,8mm Por | 8 | 473,03 | 73,50 | 461,26 | 387,43 | 589,43 | |
| Emax HT | 0,5mm | 8 | 292,81 | 53,96 | 308,66 | 187,24 | 372,86 | <0.05 |
| | 0,8mm | 8 | 290,35 | 52,91 | 287,85 | 220,58 | 404,38 | |
| | 1,2mm | 8 | 351,12 | 65,87 | 364,87 | 218,28 | 428,96 | |
| Emax MO | 0,5mm | 8 | 352,80 | 48,85 | 355,72 | 256,37 | 420,98 | <0.05 |
| | 0,8mm | 8 | 295,13 | 83,73 | 306,85 | 128,33 | 406,31 | |
| | 1,2mm | 8 | 300,96 | 84,38 | 309,12 | 139,84 | 422 | |
| | 0,8mm Por | 8 | 196,76 | 39,93 | 198,82 | 123,3 | 268,19 | |
| Katana HT | 0,5mm | 8 | 803,87 | 187,81 | 790,5 | 472,75 | 1023,62 | <0.001 |
| | 0,8mm | 8 | 759,18 | 166,50 | 789,64 | 535,06 | 957,59 | |
| | 1,2mm | 8 | 666,45 | 220,23 | 628,35 | 385,09 | 1134,2 | |
| | 0,8mm Por | 8 | 437,89 | 70,03 | 441,77 | 350,06 | 567,21 | |

6.3. SEM Görüntüleri

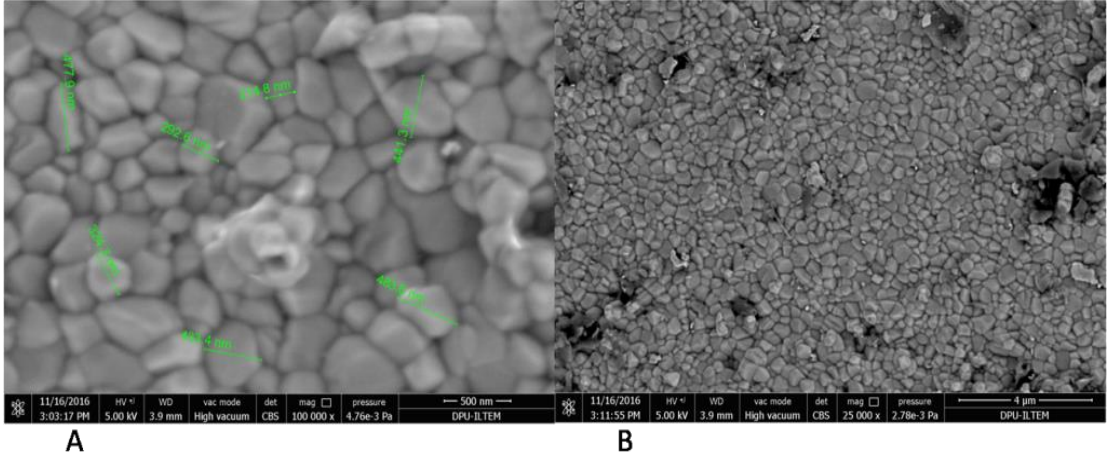
Tüm örneklerin mikroyapılarının incelenmesi amacıyla zirkonya gruplarının 100000X ve 25000X, Emax gruplarının ise 50000X büyütmelerde SEM görüntüleri alınmıştır. Konvansiyonel monolitik zirkonya grubu olan Zenostar MO grubunda 100000X büyütmede tanecik boyutlarının homojen olmadığı gözlemlendi (Resim 12.A). 25000X büyütmede ise yapının yüksek oranda por içerdiği saptandı (Resim 12.B). HT grupları olan

Prozir HT (Resim 13.A) ve Katana HT (Resim 14.A) gruplarında ise 100000X büyütmede Zenostar MO grubuna kıyasla daha homojen bir tanecik boyutu gözlenmekle birlikte 800 nm tanecik boyutunu aşan bir tanecik yapısı ile karşılaşılmasıdır. Prozir HT (Resim 13.B) ve Katana HT (Resim 14.B) gruplarında 25000X büyütmede ise Zenostar MO grubuna kıyas ile daha az por içeren daha yoğun bir yapı dikkat çekmektedir. Kübik grupları olan Prozir Diamond (Resim 15.A) ve Katana UT (Resim 16.A) gruplarında ise 100000X büyütmede tetragonal-kübik yapı karışımı dikkat çekmektedir. Kübik yapıda olan tanecikler 1000 nm'yi aşabilmektedir. 25000X büyütmede ise hem Prozir Diamond (Resim 15.B) hem de Katana UT (Resim 16.B) grupları oldukça yoğun ve az por içeren bir yapı göstermektedirler.

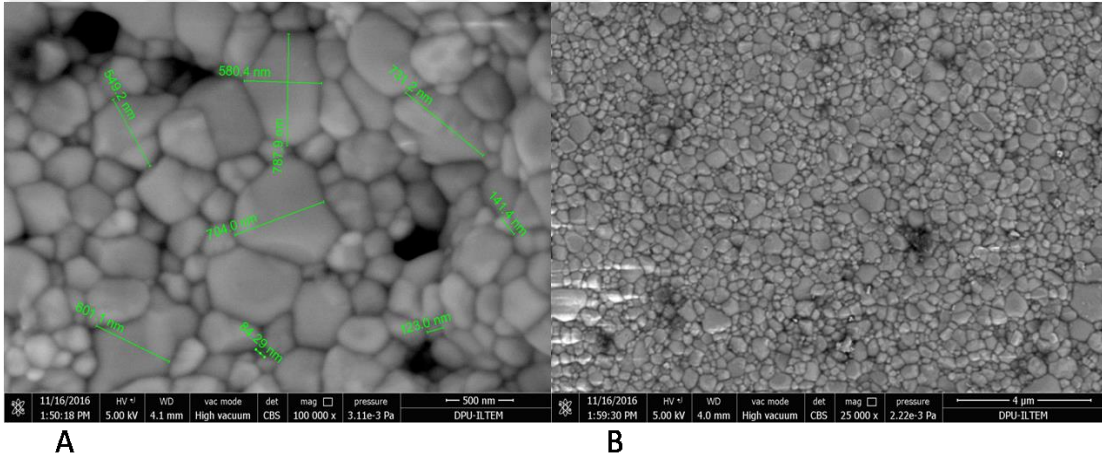
Cam seramik grupları incelendiğinde ise Emax MO grubunun Emax HT grubuna kıyasla daha fazla sayıda kristal içerdiği ve Emax HT grubunun daha homojen yapıya sahip olduğu gözlenmektedir (Resim 17. A,B).



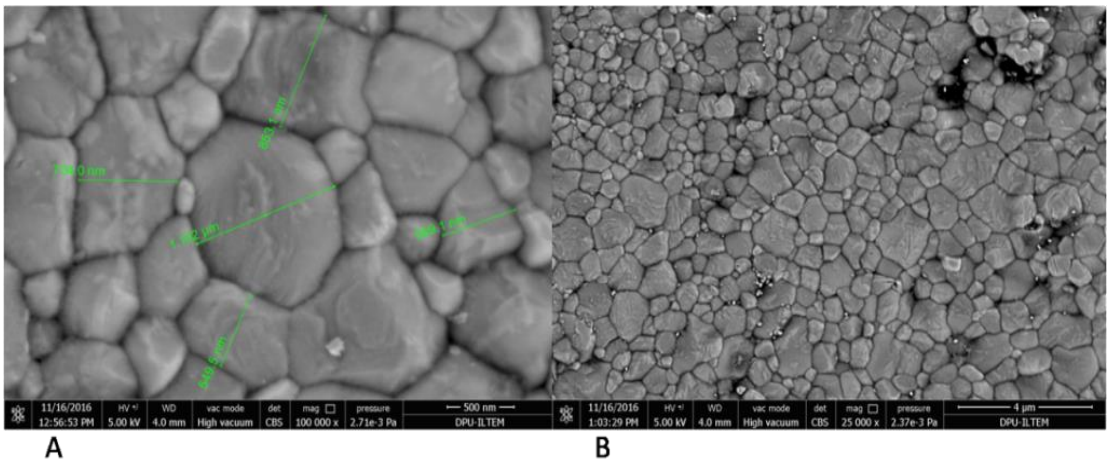
Resim 12. A, B: Zenostar MO grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri



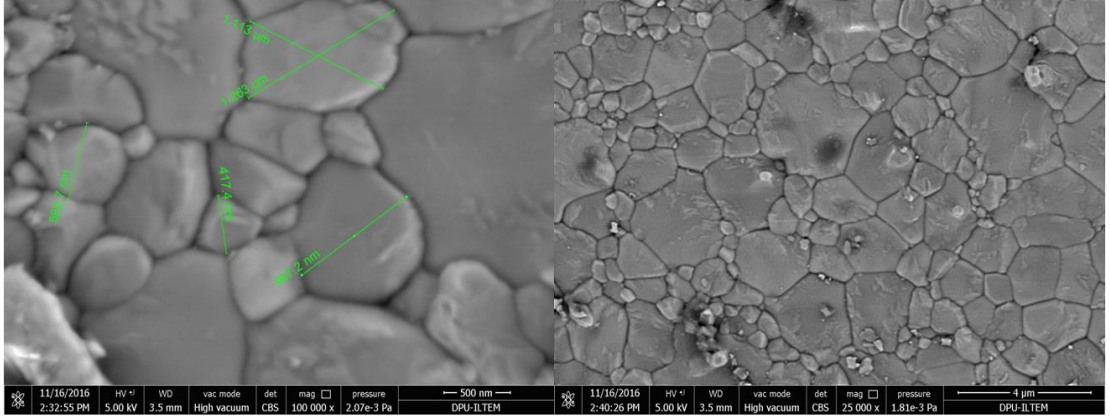
Resim 13. A, B: Prozir HT grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri



Resim 14. A, B: Katana HT grubunun 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri



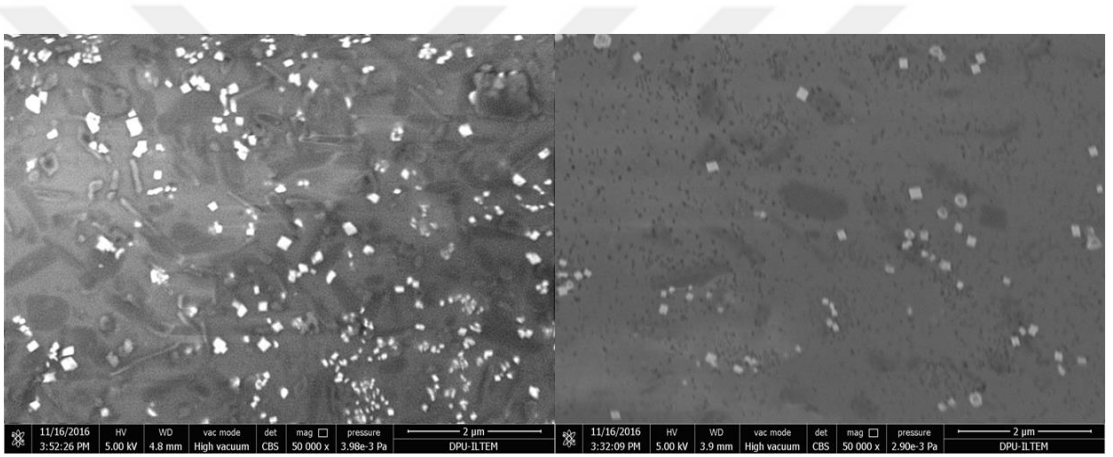
Resim 15. A, B: Prozir Diamond 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri



A

B

Resim 16. A, B: Katana UT 100000X ve 25000X büyütmedeki görüntüleri



A

B

Resim 17. A, B: Emax MO (A) ve Emax HT (B) 50000X büyütmedeki görüntüleri

7. TARTIŞMA

Tam seramik restorasyonlar üstün estetik, biyouyumluluk ve yeterli dayanıklılık gibi özellikleri ile günümüzde popülerlik kazanmıştır. Tam seramik materyaller arasında Y-TZP en yüksek kırılma dayanım değerine sahip olan ve bu alanda altın standart olarak kabul edilen metal seramik restorasyonlara alternatif oluşturmaktadır (152).

Konvansiyonel Y-TZP restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri sayesinde uzun dönem sağ kalım oranları gösterirler. Öte yandan literatüre bakıldığında bu restorasyonların başarı oranlarının veneer materyaline bağlı olarak karşılaşılan kırıklar neticesinde sağ kalım oranları kadar yüksek olmadığı görülmektedir (153).

Veneer materyali bir restorasyonda her zaman zayıf nokta olmuştur. Bu nedenle günümüzde monolitik restorasyonların kullanımları artmaktadır. Lityum disilikat cam seramikler porselen ilavesine ihtiyaç duymadan estetik gereksinimleri karşılayacak optik özelliklere sahiplerdir. Bu durum konvansiyonel zirkonya restorasyonlar için geçerli değildir çünkü Y-TZP materyali opak ve beyaz renktedir. Bununla birlikte günümüzde geliştirilen yüksek ışık geçirgenliğine sahip Y-TZP materyali çeşitli renklendirme yöntemleri ile birlikte monolitik lityum disilikat cam seramiklere hem ön hem arka bölgelerde önemli bir alternatif olmuştur (36).

Lityum disilikat destekli cam seramik kronlar zamanla dayanımlarında gelişme göstermiştir ve hem anterior hem de posterior bölge restorasyonları için önerilmektedir (154). Öte yandan lityum disilikat restorasyonlar için tavsiye edilen minimum kalınlık 1,5 mm'dir ve bu kalınlığı her zaman elde etmek klinik olarak mümkün olmamaktadır (155,156). Buna ek olarak Nakamura ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptıkları çalışmada, okluzal kalınlığı 0,5 mm olan monolitik zirkonya restorasyonların (5558 N), okluzal kalınlığı 1,5 mm olan lityum disilikat restorasyonlardan (3147 N) daha fazla kırılma dayanım değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. Çalışmanın bulguları Y-TZP materyalinin üstün mekanik özelliklerini ortaya koymaktadır (157). Johansson ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları *in vitro* çalışmada ise, monolitik translusent zirkonyanın kırılma dayanımı değerlendirilmiştir. İki farklı markaya ait monolitik translusent zirkonya, konvansiyonel zirkonya ve monolitik lityum disilikatın kırılma dayanımları kıyaslanmıştır.

Çalışmanın bulgularına göre monolitik translüsent zirkonya kronlar 2795-3038 N kırılma dayanım değerlerine ulaşırken, konvansiyonel zirkonya restorasyonlar 2229 N, monolitik lityum disilikat kronlar 1856 N, veneerlenmiş translüsent zirkonya kronlar ise 1480-1808 N arasında kırılma dayanım değerleri göstermişlerdir. Bu çalışmaya göre de HT bloklar ile üretilen translüsent monolitik zirkonyanın mekanik özelliklerinin diğer monolitik bloklar ile benzer seviyede olduğu ve her ikisinin de konvansiyonel veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardan daha üstün olduğu sonucuna ulaşılabılır. Aynı zamanda HT bloklar ile elde edilmiş translüsent zirkonyanın veneerlenmesinin mekanik özellikleri olumsuz etkilediği görülmektedir (129). Bu sonuç bizim çalışmamızın bulgularıyla da tutarlılık göstermektedir. Çalışmamızdaki tüm farklı markalarda porselen ilaveli grupların (Prozir HT por 0,8 mm $393,34 \pm 110,85$ MPa, Katana HT por 0,8 mm $437,89 \pm 70,03$ MPa, Zenostar MO por 0,8 mm $473,03 \pm 73,50$ MPa, Emax MO por 0,8 mm $196,76 \pm 39,93$) monolitik 0,8 mm kalınlığındaki alternatiflerine kıyasla (Prozir HT 0,8 mm $761,70 \pm 137,13$ MPa, Katana HT 0,8 mm $759,18 \pm 166,50$ MPa, Zenostar MO 0,8 mm $886,36 \pm 106,56$ MPa, Emax MO 0,8 mm $295,13 \pm 83,73$) biaksiyel esneme dayanımları anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0,05$). Işık geçirgenlikleri ise (Prozir HT 0,8 mm por % $8,99 \pm 0,49$, Katana HT 0,8 mm por % $9,26 \pm 0,49$, Zenostar MO 0,8 mm por % $8,30 \pm 0,49$, Emax MO 0,8 mm por $13,04 \pm 0,55$) monolitik alternatiflerine (Prozir HT 0,8 mm % $8,74 \pm 0,79$, Katana HT 0,8 mm % $9,13 \pm 0,56$, Zenostar MO 0,8 mm % $7,58 \pm 0,46$, Emax MO $13,34 \pm 0,47$) yakın değerler göstermektedir ($p < 0,05$). Zirkonya ve lityum disilikat korlar üzerinde kullanılan porselen tabakasının (0,3 mm) ince olması ışık geçirgenliği değerlerinin aynı kalınlıktaki monolitik alternatiflerine yakın olmasını sağlamış olabilir. Çalışmamızda üç farklı marka monolitik zirkonya markası bulunduğundan hepsi ile uyumlu GC Initial markası feldspatik porselen olarak tercih edilmiştir. Cam seramik gruplarında ise kendi üreticilerinin feldspatik porselen seçeneği kullanılmıştır.

Çalışmamızda zirkonya restorasyonların günümüzde CAD/CAM yardımıyla son derece hızlı bir şekilde üretilip kullanılabilmelerinden ötürü kontrol grubu olarak IPS Emax CAD blokları kullanılmıştır (2). IPS Emax CAD ve IPS Emax Press bloklar aynı firmanın farklı iki yöntem ile üretime sunduğu bloklardır ve bazı farklılıklar gösterebilmektedirler. Fonzar ve arkadaşlarının 2016 yılında 1,2 mm kalınlığındaki IPS Emax CAD ve IPS Emax Press blokların değişen ışık geçirgenliklerinde esneme dayanımlarını kıyasladıkları çalışmalarında, esneme dayanımlarının benzer olduğu

sonucuna ulaşılmış ve işleme yöntemlerinin lityum disilikatların mekanik özellikleri üzerine bir etkisi olmadığı belirtilmiştir. IPS Emax CAD restorasyonlarda HT blokların (346 MPa) kullanılmasının MO bloklara (281 MPa) kıyasla esneme dayanımını olumlu etkilediği yani artan ışık geçirgenliğinin esneme dayanımı üzerinde etkisi olduğu sonucunu ortaya çıkarmıştır. Öte yandan IPS Emax Press MO, IPS (364 MPa) Emax Press HT (316 MPa) kadar esneme dayanımı göstermiştir ve press grubunda ışık geçirgenliği artışının esneme dayanımına bir etkisi olmadığı öne sürülmüştür. IPS Emax CAD MO örneklerin daha zayıf olan esneme dayanımlarının üretim esnasında kristallerinin miktarca fazla olsa da boyutlarının ufalmasından kaynaklanabileceği üzerinde durulmuştur (158). Sedda ve arkadaşlarının üç nokta bükme testi ile IPS Emax CAD HT, LT ve MO materyallerinin esneme dayanımlarını değerlendirdiği çalışmasında benzer sonuçlara ulaşılmış; HT 336 MPa, LT 377 MPa, MO ise 273 MPa esneme dayanım değerleri göstermiştir (159). Luo ve arkadaşları ise çalışmalarında üç nokta bükme testi ile değerlendirdikleri IPS Emax Press HT grubunun esneme dayanımının 384 MPa olduğunu tespit etmişlerdir (160). Bizim çalışmamızda ise 1,2 mm kalınlığındaki Emax HT örneklerin esneme dayanımları (351,12 ±65,87 MPa) aynı kalınlıktaki Emax MO örneklerin esneme dayanımlarına (300,96±84,38 MPa) kıyasla daha yüksek olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değerdir ($p>0,05$). Yapılan *in vitro* çalışmalar değerlendirildiğinde lityum disilikat destekli materyallerin esneme dayanımlarında farklı metodlar kullanılmasının esneme dayanım değerlerini etkilediği gösterilmiştir (158). Çalışmamızda biaksiyel esneme dayanım testi olarak tercih edilen üç top üzerinde piston yönteminin daha az oranda hataya neden olması ve materyaller içerisinde bulunan defektlerden daha az etkilenmesi kliniğe daha uyarlanabilir sonuçların elde edilmesini sağlamıştır (161).

Sorrentino ve arkadaşları farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, 0,5 mm okluzal kalınlığa sahip kronların molar bölgelerde rahatlıkla kullanılabileceğini rapor etmişlerdir (162). Kok ve arkadaşlarının implant destekli posterior kronların mekanik dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında polimetilmetakrilat bloklar içerisine gömülen yapay abutmentlerin üzerine yapılan anatomik kronların kırılma dayanımları ölçülmüş; Lava Plus zirkonya kronlar 6065 N, IPS Emax Cad lityum disilikat kronlar 2788 N, kompozit rezin materyallerinden Lava Ultimate 1935 N, Vita Enamic 2171 N, veneerlenmiş zirkonya kronlar ise 1477 N kırılma dayanım değerleri

göstermişlerdir. Kullanılan tüm materyallerin ağız içi oluşacak fizyolojik kuvvetlere dayanabileceği sonucuna varılmıştır (163). 2016 yılında Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptıkları dört nokta bükme testi ile biaksiyel esneme dayanımı çalışmasında yeni nesil monolitik zirkonyaların 611-784 MPa arasında dayanım gösterdikleri belirtilmiş ve posterior bölgelerde sabit protezlerin yapımı için seçilen materyalin esneme dayanımının ISO 6872:2008'e göre üç üyeli protezlerde en az 500 MPa, dört üyeli protezlerde ise 800 MPa olması gerektiği belirtilmiştir. Çalışmanın bulguları bizim çalışmamıza benzer olmakla birlikte kübik zirkonya ve cam seramik grupların üç üyeli posterior bölge restorasyonları için kullanımlarının uygun olmadığı, HT zirkonyalar ve monolitik konvansiyonel zirkonyaların ise posterior bölge sabit protezlerde güvenle kullanılabilceği sonucuna varılabilir (164). 2015 yılında Matsuzaki ve arkadaşlarının monolitik translusent zirkonyanın ışık geçirgenliği ve biaksiyel esneme dayanımı üzerine yaptığı çalışmasında 1 mm kalınlığındaki translusent monolitik zirkonyanın 1060 MPa esneme dayanım değerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre monolitik zirkonya kalınlığının 1 mm'den daha küçük olabileceği, monolitik translusent zirkonyanın monolitik zirkonyalar kadar dayanıklı olduğu ve konvansiyonel zirkonya restorasyonlarda feldspatik porselen kalınlığını arttırmanın dayanımı olumsuz etkilediği gösterilmiştir (165). Bu çalışmanın sonuçları da bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. HT gruplarımız olan Katana HT 0,5 mm'de 803,87±187,81 MPa, 0,8 mm'de 759,18±166,5 MPa, 1,2 mm'de 666,45±220,23 MPa, Prozir HT 0,5 mm'de 715,60±216,71 MPa, 0,8 mm'de 761,70±137,13 MPa, 1,2 mm'de 497,16±40,65 MPa esneme dayanımı gösterirken konvansiyonel monolitik grubu olan Zenostar MO 0,5 mm'de 975,80±210,96 MPa, 0,8 mm'de 886,36±106,56 MPa, 1,2 mm'de ise 672,29±110,55 MPa esneme dayanımı göstermiştir. Hiçbir kalınlıkta gruplar arasında anlamlı bir farkın bulunmaması HT zirkonyaların monolitik konvansiyonel alternatifleri ile benzer esneme dayanımına sahip olduklarını göstermektedir (p>0,05). Öte yandan bu üç grubunda 0,8 mm porselen ilaveli örnekleri monolitik alternatiflerinden anlamlı derecede düşük esneme dayanım değerleri göstermiştir (p<0,05). Katana HT 0,8 mm porselen grubu örneklerinde esneme dayanımı 437,89±70,03 MPa'a düşerken, Prozir HT grubunda 393,34±110,85 MPa'a Zenostar MO grubunda ise 473,03±73,50 MPa'a düşmektedir. Literatürde çift tabakalı restorasyonların mekanik özelliklerinin kor-veneer kalınlık oranına, rezidüel streslere, ısıl genişleme katsayıları arasındaki farklılığa, yükleme metoduna, tabakaların kırılma dayanımları ve elastik modullarına bağlı olarak değişebildiği gösterilmiştir (166). Biaksiyel esneme

dayanım testi için porselen ilaveli örnek gruplarında porselenin üst tarafta yani sıkışma yüzeyinde, zirkonya veya lityum disilikatın ise alt tarafta yani gerilim tarafında olması sonuçların kliniğe daha uyarlanılabilir olmasını sağlamıştır. Bunun sebebi zirkonya destekli porselen krona kuvvet geldiğinde gerilim tarafının dışın hemen üzerindeki zirkonya kor çevresinde oluşmasıdır (165). Porselen ilaveli zirkonya gruplarının monolitik alternatiflerinden anlamlı bir şekilde ($p<0,05$) düşük ortalama esneme dayanımları (Prozir HT 0,8 mm por $393,34\pm110,85$ MPa, Katana HT 0,8 mm por $437,89\pm70,03$ MPa, Zenostar MO 0,8 mm por $473,03\pm73,50$ MPa) ve anlamlı bir üstünlüğü olmayan ($p>0,05$) ışık geçirgenlik değerleri (Prozir HT 0,8 mm por % $8,99\pm0,49$, Katana HT 0,8 mm por % $9,26\pm0,49$, Zenostar MO 0,8 mm por % $8,30\pm0,49$) göz önüne alındığında konvansiyonel veneerlenen zirkonya restorasyonların yerlerini yakın gelecekte ışık geçirgenliği geliştirilmiş monolitik zirkonyalara bırakacakları tahmin edilmektedir.

Ting Sun ve arkadaşlarının dental monolitik zirkonya kronların kırılma dayanımları ve önerilen kalınlıklarını inceledikleri çalışmalarında, monolitik zirkonya kronların (1,5 mm, 4109 N-0,8 mm, 1814 N) kırılma dayanımlarının; metal seramik (1,5 mm, 2284 N), konvansiyonel zirkonya (1,5 mm, 2308 N) ve monolitik lityum disilikat (1,5 mm, 1863 N) alternatiflerinden üstün olduğu rapor edilmiş; 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kronların metal seramikler ile benzer kırılma dayanım değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmada, kırılma paternleri incelendiğinde, metal seramik ve konvansiyonel zirkonya kronlarda porselen tabakasında kırılma gözlenirken, monolitik zirkonya ve monolitik lityum disilikat kronlarda alt yapıyı da içeren katastrofik kırılmalarla karşılaşıldığı gözlemlenmiştir (167). Öte yandan klinikte bu tip katastrofik kırıklarla karşılaşılmamaktadır. Veneerlenmiş konvansiyonel zirkonya restorasyonlarda en sık karşılaşılan sorun üst yapı kırıklarıdır. Bu vakalarda alt yapı materyali olan zirkonya kor büyük çoğunlukla sorunsuzdur. Sulaiman ve arkadaşlarının 2016 yılında yayınladıkları çalışmalarında beş yıl süre ile takip edilmiş anterior ve posterior bölge monolitik zirkonya restorasyonların kırılma oranları incelenmiştir. Çalışmanın bulgularına bakıldığında kırık oranlarının beş yıl sürede % 1 dolaylarında olduğu tespit edilmiş, anterior bölge kırıklarının (% 0.97) posterior bölge kırıklarından (% 0.69) kısmen daha olası olduğu raporlanmıştır (168). Leempoel ve arkadaşlarının 11 yıllık takipli çalışmalarında rapor ettikleri altın standart kabul edilen metal seramik restorasyonların sağ kalım oranı % 95

olduğu düşünülürken monolitik zirkonyanın beş yıl takipli % 99 sağ kalım oranı oldukça ümit vericidir (169).

Final okluzal ayarlamalar yapıldıktan sonra monolitik zirkonyanın polisaj işlemleri mutlaka yapılmalıdır. Yüksek dayanıklılık ve sertlik değerlerine rağmen monolitik zirkonya restorasyonlar homojen yapıları ve düşük tanecik boyutları sayesinde heterojen yapıda cam matriks ve kristaller içeren cam seramik restorasyonlara kıyasla karşıt diş minesini üzerinde daha az aşınma meydana getirirler (170,171). Monolitik zirkonya restorasyonların bitim işlemleri karşıt diş aşındırması üzerine etkilidir. Yapılan araştırmalarda polisajlanmış zirkonyaların, glaze uygulanmış zirkonyalara kıyasla daha az aşınmaya sebep olduğu gösterilmiştir (172). Çalışmalarda zamanla restorasyonlarda meydana gelen aşınmaların faz transformasyonuna neden olmadığı fakat az da olsa pürüzlülüğe sebep olduğu gösterilmiştir (173). Beuer ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında polisaj ile bitirilen monolitik zirkonya restorasyonların, glazürleme işlemi ile bitirilen restorasyonlara kıyas ile anlamlı derecede daha fazla ışık geçirgenliği gösterdikleri rapor edilmiştir (172).

Ortamda stres olmasa bile nem varlığında zirkonya mekanik olarak daha zayıf formu olan monoklinik faza geçebilir. Dönüşüm, oksijen boşluklarının su ile dolması sonucu yüzeyden başlayarak iç katmanlara doğru oluşan defektlerin de yardımıyla ilerler. Materyalin kırılma dayanımını, yoğunluğunu ve sağlamlığını azaltır. Bu tabloya düşük ısı bozunması ya da yaşlanma denilmektedir (67). Düşük ısı bozunması için en uygun sıcaklık 200-300 C° aralığında iken vücut sıcaklığında da azalan hızda gerçekleşebildiği gösterilmiştir (174). Düşük ısı bozunmasını önlemek için zirkonyanın tanecik boyutları küçültülmelidir. Tetragonal monoklinik faz dönüşümünün nemli ortamlarda inhibe edilebilmesi için tanecik boyutunun 0,2 µm'nin altına indirilmesi önerilmektedir fakat bu boyutlarda transformasyon güçlenmesi gerçekleşmeyeceğinden materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenecektir (74). Araştırmacıların seçici olarak düşük ısı bozunmasını durdurmak üzerine çalışma yapmaları gerekmektedir. Yitrium ile stabilize zirkonya, en yüksek kırılma dayanım değerlerine sahip zirkonya olmak ile birlikte düşük ısı bozunmasına en yatkın olanıdır (56). Yeni nesil monolitik zirkonyalarda hem düşük ısı bozunmasını engellemek hem de optik ve mekanik özellikleri geliştirmek için tanecik çapı 0,2-0,8 µm aralığında tutulmuştur. Yeni yapılacak çalışmalar ile birlikte materyalin düşük

ısı bozunmasına uğramasının bakteri adezyonu, yüzey enerjisi ve aşındırma özellikleri üzerine etkileri incelenmelidir.

Yaşlanma sonucunda zirkonyanın esneme kuvvetinin 1000 MPa değerlerinden 450 MPa'ya düştüğü *in vitro* çalışmalarda gösterilmiştir (71,72). Lityum disilikat içeren restorasyonların üretici firmalarının öne sürdüğü esneme dayanım değeri ise 400 MPa'dır (175). Yaşlanmaya uğrayan zirkonyanın mekanik özelliklerinin en az lityum disilikat içerikli alternatifleri kadar iyi olduğu düşünülebilir. Öte yandan monolitik zirkonya üzerinde henüz yeterince *in vivo* çalışma yapılmamış olması en önemli dezavantajdır. Özellikle düşük ısı bozunmasının monolitik zirkonyayı nasıl etkileyeceği üzerine yeterli klinik çalışma yapılmamıştır. Konvansiyonel zirkonya restorasyonlarda dış tabakada porselen olduğu için ağız içi sıvılar ve tükürük ile teması tam olarak söz konusu değildir. Monolitik zirkonya restorasyonlarda ise direkt olarak sıvı teması sonucu materyalin uzun dönemde nasıl etkileneceği bilinmemektedir. Nakamura ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptıkları *in vitro* çalışmada, monolitik zirkonya restorasyonlarda düşük ısı bozunması sonucu monoklinik faz dönüşümünde artış olsa da kırılma dayanımlarının posterior bölgeler için yeterli olduğu rapor edilmiştir (176). Çalışmamızda yaşlandırma yapılmamış olması önemli bir limitasyondur. Flinn ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptıkları çalışmalarında dört farklı translusent zirkonya (HT) markasına ait örneklerin yaşlandırma uygulandıktan sonra esneme dayanımları değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre içerik olarak aynı olmalarına rağmen translusent zirkonya grupları arasında farklılıklara rastlanmıştır. Katana gruplarında yaşlandırma sonrası esneme dayanımında değişiklik gözlenmezken, Bruxzir ve Prettau gruplarında belirgin düşüş gözlenmiştir. Bu da monolitik zirkonyaların mikroyapılarının oluşturulmasında yalnızca içeriğin değil işleme yöntemlerinin ve sinterleme parametrelerinin önemini açığa çıkarmaktadır (177).

Günümüzde çoğu zirkonya bloğu yapıcı üç mol yitrium içeriği ile birbirine benzer durumdadır. Öte yandan sinterleme dereceleri markalara ve kullanılan zirkonya bloğunun türüne göre değişiklik gösterebilmektedir. Sinterleme sıcaklıklarındaki bu değişimler doğrudan tanecik çapı, faz transformasyon yatkınlığı, yaşlanma, optik ve mekanik özellikler üzerine etkilidir (178). Sinterleme parametreleri kullanılan tozun özelliklerine ve üretici talimatlarına bağlı olarak değişse de günümüzde 1350-1550 C°'de 1-2 saat aralığındadır (116,174). Ebeid ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmada 1460,

1530, 1600 C°'de 1, 2 ve 4 saat sinterlenen HT zirkonya blokların esneme dayanımları arasında fark olmadığı öte yandan uzun sinterleme süresi ve sıcaklığının ışık geçirgenliğini olumlu etkilediği belirtilmiştir (179). Benzer şekilde Hjerpe ve arkadaşları da 2009 yılında artan sinterleme süre ve sıcaklıklarının biaksiyel esneme dayanımı üzerine etkisi olmadığını öne sürmüştür (58). Öte yandan Stawarczyk ve arkadaşları 1400-1550 C° aralığında esneme dayanımında değişiklik olmasa da bu sıcaklıkların üzerine çıktığında dayanımın azaldığını rapor etmiştir (116). Benzer şekilde Jiang ve arkadaşları sinterleme sıcaklıkları üzerine yaptıkları çalışmalarında 1550 C° üzerinde yitrium moleküllerinin migrasyona uğradığını ve biaksiyel esneme dayanımının düştüğünü belirtmişlerdir (6). Sinterleme sıcaklığı ve süresinin artışının tanecik büyümesine neden olduğu bilinmektedir. Tanecik büyümesinin de ışık geçirgenliği gibi optik özellikleri olumsuz etkilediği gösterilmiştir. Çünkü tanecik boyutunun görünür ışık dalga boyundan (0,4-0,7 µm) az olması istenilen bir özelliktir (174,180). Sinterleme süre ve sıcaklık artışının tanecik büyümesine yol açmasına rağmen ışık geçirgenliğini olumlu yönde etkilemesi ise çelişkili bir durumdur. Bu durum yüksek sıcaklık ve sürelerde zirkonya tozlarının daha iyi yoğunlaştırılabilmesi sonucu daha az porözite içermesine bağlanılabilir (181). Çünkü zirkonya gibi anizotropik kristallerden oluşan ve yüksek kırıcılık indeksine sahip materyallerde yüksek oranda porözite varlığı ışık geçirgenliğini ciddi miktarda düşürmektedir (89). Çalışmamızda kullanılan kübik zirkonya örneklerinin (Katana UT, Prozir Diamond) diğer zirkonya gruplarından daha büyük taneciklere sahip olmasına karşı daha translusent olmaları yapıcı daha az porözite içermelerinden ve tetragonal yapıli taneciklerde sık görülen çift kırılım mekanizmasının ortadan kalkmasından kaynaklanmaktadır (181). Aynı zamanda kübik zirkonya gruplarının daha fazla oranda Y₂O₃ içermeleri (ağırlıkça % 9-10) ile düşük ısı bozunmasına karşı kuvvetli olmaları yapılarında bulunan alumina oranının iyice azaltılabilmesini sağlamaktadır (182). Öte yandan aluminanın mekanik özelliklere olumlu katkısı olduğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir (183). Y₂O₃ miktarında meydana gelen artışın da (2,5 mol- 5 mol) kübik zirkonyanın mekanik özelliklerine doğrudan olumsuz etkisi olduğu bilinmektedir (184). Kübik zirkonya grupları olan Katana UT ve Prozir Diamond'ın tanecik yapısı incelendiğinde kübik yapıda olan tanecikler ve tetragonal yapıda olan tanecikler arasında belirgin boyut farkı dikkat çekmektedir. Tetragonal yapıda ki tanecikler için sınır kabul edilen 0,8 µm tanecik boyutu kübik tanecikler için geçerli değildir. Çünkü kübik yapıda olan görece daha büyük tanecikler faz stabilizasyonunun sağlanması için daha fazla Y₂O₃

içermektedir (89). Öte yandan kübik tanecikler için bir sınır değeri literatürde bulunmamaktadır. Yapılacak araştırmalar ile kübik zirkonyaların optik ve mekanik özelliklerinin ideal olduğu tanecik boyutu aralığının belirlenmesi gerekmektedir. Tüm bunlar kübik zirkonya örneklerinin biaksiyel esneme dayanımlarının diğer zirkonya gruplarından belirgin şekilde düşük olmasını açıklamaktadır.

Günümüzde zirkonya sinterleme metodu olarak konvansiyonel fırınlar kullanılmaktadır. Öte yandan materyalin tanecik boyutlarını küçültmek, kısa sürede daha yoğun zirkonya elde edebilmek için mikrodalga sinterleme ve spark plazma sinterleme metodları üzerine çalışmalar devam etmektedir. 2012 yılında Abdulredha ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada mikrodalga sinterleme ve konvansiyonel fırınlar ile sinterlenen zirkonya örneklerinin esneme dayanımları üç nokta bükme testi ile kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonuçlarında mikrodalga sinterlemenin kısa sürede daha iyi yoğunlaştırma sağladığı, enerji harcanması yönünden ekonomik olması ve üretimi arttırması gibi özellikleriyle avantaj sağladığı belirtilmiştir. Öte yandan esneme dayanımları açısından iki grup arasında fark çıkmamıştır (185). Benzer şekilde Marianis ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptıkları çalışmada da mikrodalga ve konvansiyonel fırınlar ile sinterlenen zirkonya örneklerinin kırılma dayanımları arasında fark olmadığı belirtilmiştir (186). Kim ve arkadaşları ise 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında mikrodalga sinterleme metodu ile daha kısa sürelerde sinterlenen zirkonya örneklerinin tanecik boyutlarında büyüme meydana gelmediğini ve ışık geçirgenliklerinin daha yüksek olduğunu tespit etmiştir (187). 2011 yılında Zhang ve arkadaşlarının sekiz mol yitrium ile stabilize kübik zirkonya örnekleri üzerinde spark plazma sinterlemesi uyguladıkları çalışmalarında ideal sinterleme sıcaklığının 1100 C° olduğunu rapor etmişlerdir. Daha düşük sıcaklıklarda materyalin yoğunlaştırılmasının sağlanamadığı ve fazla por içerdiği tespit edilmiştir (188).

Dental restoratif materyal seçiminde en önemli üç nokta renk, ışık geçirgenliği ve dayanımdır (189). Dişlerin rengi ve görünüşleri oldukça karmaşık bir olgudur ve rengin algılanması ışık geçirgenliği, opasite, yansıma, göz ve beyine bağlı olarak değişebilir (134). Dişlerin rengi alt tabakalarındaki daha opak tabaka olan dentin tabakası ve üst tabakadaki translusent mine tabakası ile şekillenir (190). Rengin üç temel karakteristiği olan ton, doygunluk, parlaklık dışında ışık geçirgenliği, opasite, opalesens, florosans gibi bazı optik özelliklerde doğal diş görünümünü yansıtabilmek için dikkate alınmalıdır. Öte

yandan dental restorasyonların estetiğini belirleyen en önemli optik özellik ışık geçirgenliğidir (191,192). Çalışmamızda ışık geçirgenliği ölçüm yöntemi olarak UV-Vis spektrofotometresi yardımıyla direkt ışık geçirgenliği ölçümü tercih edilmiştir. Bu yöntemin tercih edilmesi elde edilen bulguların total transmitans ölçülen çalışmaların bulgularına kıyasla daha düşük çıkmasına yol açmıştır. Çünkü direkt ışık geçirgenliği yönteminde saçılan ışık miktarı ölçülmemektedir (193). Işık geçirgenliği ölçümünü 555 nm dalga boyunda gerçekleştirme nedenimiz ise insan gözünün en duyarlı olduğu dalga boyu olmasıdır. Bu dalga boyu yeşil renk sınırları içerisinde (182).

Husain ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmada, konvansiyonel zirkonya, yüksek translusensi gösteren zirkonya (HT), konvansiyonel lityum disilikat ve yüksek translusensi gösteren lityum disilikat (HT) örnekleri arasında ışık geçirgenliği açısından anlamlı fark bulunmuştur. Buna göre konvansiyonel zirkonya örnekleri 0,065, yüksek translusensi gösteren zirkonya örnekleri 0,14, konvansiyonel lityum disilikat örnekleri 0,15, yüksek ışık geçirgenliği gösteren lityum disilikat örnekleri ise 0,20 ortalama ışık geçirgenliği değerleri göstermişlerdir. Konvansiyonel lityum disilikat örneklerin HT lityum disilikat örneklerden az ışık geçirmesi fazla sayıda olan kristallerinin düzensiz dağılımı sonucu artan yansımaya bağlanmıştır. Yapılan çalışmada, monolitik translusent zirkonyanın porözite miktarının azaltılıp tanecik boyutunun küçültülerek materyalin ışık geçirgenliğinin daha da artırılması durumunda veneerlenen zirkonya restorasyonların kullanımlarının tamamen elimine edilebileceği, monolitik zirkonya restorasyonların endikasyonlarının genişleyebileceği rapor edilmiştir (130). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Emax HT örnekleri diğer tüm gruplardan belirgin şekilde daha yüksek ışık geçirgenliği değerleri göstermiştir ($p>0,05$). Widchaya ve arkadaşlarının 2014 yılında altı farklı marka zirkonya materyali üzerine spektrofotometre yardımı ile yaptıkları opasite çalışmalarında translusent zirkonya örneklerinin 0,3 ve 0,6 mm kalınlıklarında 0,8 mm lityum disilikat örnekleri ile benzer kontrast değerleri gösterdikleri rapor edilmiştir. Kullanılan zirkonya örneklerin içerdikleri porözite oranının % 0,5-1,2 aralığında olduğu belirtilmiş bu oranın % 0,1'in altına indirildiğinde daha üstün optik özellikler elde edilebileceği vurgulanmıştır. Çalışmada maksimum ışık geçirgenliğine ulaşılabilmesi için tanecik boyutunun 40 nm'nin altına indirilmesi gerektiği belirtilmiştir (194). Zhang ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında da feldspatik porselen ile kıyaslanabilir bir ışık geçirgenliği için Y-TZP materyalinin 1,3 mm kalınlıkta 82 nm, 1,5

mm kalınlıkta 77 nm, 2 mm kalınlıkta 70 nm tanecik boyutuna sahip olması gerektiği rapor edilmiştir. Tanecik boyutu 120 nm iken ise feldspatik porselenin ışık geçirgenliğinin % 80'ine ulaşılabildiği görülmüştür. Maksimum translusensi için ise 40 nm tanecik boyutuna ulaşılması uygun görülmektedir (89). 2011 yılında Klimke ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada da benzer bulgulara yer verilmiştir (125).

Tüm dental materyallerde kalınlık artışı ışık geçirgenliği ile ters orantılı bir parametredir. Wang ve arkadaşları 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında zirkonya seramiklerin ışık geçirgenliklerinin cam seramiklerin ışık geçirgenliklerine kıyas ile kalınlık artışından daha az etkilendiklerini rapor etmişlerdir (36). Stawarczyk ve arkadaşları da 2015 yılında yaptıkları çalışmalarında zirkonyanın kalınlık artışından daha az etkilendiğini ve HT zirkonyaların 2,5-3 mm kalınlıkta cam seramikler ile benzer ışık geçirgenliği değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir (8). Harada ve arkadaşlarının 2016 yılında spektrofotometre ile yaptıkları çalışmalarında Bruxzir, Prettau Anterior, Katana HT, UT ve Emax CAD LT gruplarının 0,5 ve 1 mm kalınlıklarında ışık geçirgenlikleri kıyaslanmış 0,5 mm kalınlıkta Emax grubu % 40,32, Katana HT grubu % 28,96 Katana UT grubu % 33,73 ışık geçirgenliği değerleri gösterirken 1 mm kalınlıkta Emax grubu % 27,05, Katana UT % 23,37, Katana HT ise % 20,18 transmitans değerleri göstermişlerdir. Çalışmanın sonuçlarında en az 1,5-2 mm kalınlıklarda kullanılması gereken cam seramiklerin kalınlık artışı ile ışık geçirgenlik değerlerindeki hızlı düşüş dikkate alındığında ışık geçirgenlikleri arttırılmış zirkonya gruplarının cam seramiklere önemli bir alternatif olabileceği görüşü paylaşılmıştır (182). Çalışmamızın ışık geçirgenliği bulguları ile Harada ve arkadaşlarının elde ettiği yüzdelik transmitans değerleri arasında ilişkim olsa da bizim gruplarımızın yüzdelik ışık geçirgenlik değerleri daha düşüktür. Öte yandan Baldissara ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptıkları ışık geçirgenliği çalışmasında elde edilen değerler (IPS Emax Press 0,5 mm % 17,5, Lava frame 0,5 mm % 11,2) ile çalışmamızda elde ettiğimiz değerler (IPS Emax CAD MO 0,5 mm % 16,25, IPS Emax CAD HT 0,5 mm % 19,55) arasında benzerlik bulunmaktadır. Çalışmada Emax Press grubunun % 17,5 olan transmitans değeri % 100 kabul edilerek esas kıyaslanması istenen zirkonya gruplarını Emax Press grubuna göre kıyaslama yoluna gidilmiştir. Literatürde bulunan çelişkili sonuçların ortadan kaldırılabilmesi için böyle bir uygulama yapılması uygun görülebilir (180). Vichi ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmalarına göre IPS Emax HT, MO, LT ve IPS Empress HT, LT gruplarının 0,5 mm kalınlıklarda kontrast

oranları kıyaslanmıştır. Çalışmanın bulgularına göre Emax HT grubu 0,35 kontrast değeri ile en yüksek ışık geçirgenliği değerini gösterirken, IPS Empress HT 0,36, IPS Empress LT 0,42, IPS Emax LT 0,43, IPS Emax MO ise 0,50 kontrast değeri ile en düşük ışık geçirgenliği değerlerini göstermişlerdir (195). Wang ve arkadaşlarının 2013 yılında spektrofotometre yardımıyla HT monolitik ve konvansiyonel zirkonyalar ile cam seramiklerin translusensi parametrelerini kıyasladıkları çalışmalarında, 1 mm kalınlığında dentin dokusunun 16,4, 1 mm kalınlığında mine dokusunun ise 18,1 translusensi parametresi değerine sahip olduğu belirtilmiş ve restoratif materyallerin bu değerlere yakın ışık geçirgenliklerine sahip olması gerektiğinin altı çizilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre cam seramik gruplarının 1 mm kalınlıkta 14,9-19,6 aralığında değişen translusensi parametresi değerleri gösterdiği, konvansiyonel ve monolitik HT zirkonya gruplarının translusensi parametresi değerlerinin ise 5,5-13,5 aralığında değiştiği gözlemlenmiştir. Çalışmada cam seramiklerin doğal dişleri taklit etmede daha başarılı olduğu sonucuna ulaşılmıştır (36).

Klinik olarak en az 1,5 mm kalınlığında kullanılması önerilen HT lityum disilikat destekli cam seramiklerin günümüzde ışık geçirgenlikleri aynı kalınlıktaki zirkonya esaslı alternatiflerinden üstündür. Çalışmamızın sonuçları da bu durumu doğrular niteliktedir. Öte yandan monolitik translusent zirkonyaların 0,4 mm gibi çok ince kalınlıklarda uygulanmalarının mümkün olması, kliniğe daha uygun bir ışık geçirgenliği kıyaslamasının iki materyalin benzer dayanım verdikleri farklı kalınlıklarda yapılması gerekliliğini ortaya koymaktadır (196). Öte yandan bizim çalışmamızda değerlendirilen biaksiyel esneme kuvveti kalınlığın karesi ile ters orantılı bir mekanik özellik olduğundan örnekler incelidikçe esneme değerleri yükselebilmektedir. Bu durumdan ötürü farklı kalınlıklarda ışık geçirgenliği değerleri kıyaslanamamıştır. Çalışmamızda Katana HT (0,5 mm $803,87 \pm 187,81$ MPa, 0,8 mm $759,18 \pm 166,50$ MPa, 1,2 mm $666,45 \pm 220,23$ MPa) ve Prozir HT gruplarının (0,5 mm $715,60 \pm 216,71$, 0,8 mm $761,70 \pm 137,13$, 1,2 mm $497,16 \pm 40,35$) esneme dayanımları tüm kalınlıklarda anlamlı derecede ($p < 0,05$) konvansiyonel monolitik grubu olan Zenostar MO (0,5 mm $975,80 \pm 210,96$ MPa, 0,8 mm $886,36 \pm 106,56$ MPa, 1,2 mm $672,29 \pm 110,55$ MPa) kadar yüksek olsa da ışık geçirgenliği incelendiğinde bu üç grup arasında (Zenostar MO % $10,81 \pm 0,47$, Katana HT % $11,96 \pm 1,07$, Prozir HT % $11,39 \pm 0,90$) 0,5 mm kalınlıkta anlamlı fark olmaması ($p > 0,05$) HT blokların ışık geçirgenliklerinin artırılmaları gerekliliğini ortaya koymaktadır. Öte yandan 0,8 ve 1,2

mm kalınlıkta Katana HT (0,8 mm % 9,13±0,56, 1,2 mm % 6,68±0,51) ve Prozir HT (0,8 mm % 8,74±0,79, 1,2 mm % 6,35±0,49) gruplarının Zenostar MO grubundan (0,8 mm % 7,58±0,46, 1,2 mm % 5,53±0,46) anlamlı şekilde daha çok ışık geçirilmesi ($p>0,05$) HT gruplarının artan kalınlıklarda ışık geçirgenliği değerlerinin daha az düşmesine bağlanılabilir. Kübik zirkonya grupları olan Prozir Diamond (0,5 mm 317,69±55,36, 0,8 mm 503,42±137,41, 1,2 mm 446,02±143,86 MPa) ve Katana UT (0,5 mm 446,79±319,98, 0,8 mm 349,27±65,21, 1,2 mm 323,85±116,60 MPa) incelendiğinde ise bu iki grubun 0,5 ve 1,2 mm kalınlıklarda biaksiyel esneme dayanımlarının cam seramik alternatifleri olan Emax MO (0,5 mm 352,80±48,85 MPa, 0,8 mm 295,13±83,73 MPa, 1,2 mm 300,96±84,38 MPa) ve Emax HT grupları (0,5 mm 292,81±53,96 MPa, 0,8 mm 290,35±52,91 MPa, 1,2 mm 351,12±65,87 MPa) ile benzer esneme değerlerine sahip oldukları görülmüştür ($p>0,05$). Işık geçirgenliği kıyaslamasında ise kübik zirkonya gruplarından Katana UT'nin 0,5 mm (Katana UT % 15,11±0,73) ve 1,2 mm (Katana UT % 8,40±0,50) kalınlıklarda Emax MO grubu (0,5 mm % 16,25±0,59, 1,2 mm % 8,73±0,47) kadar translüent olduğu ($p>0,05$) öte yandan Emax HT grubunun (0,5 mm % 19,55±0,67, 0,8 mm % 15,80±0,83, 1,2 mm % 11,21±0,55) diğer tüm gruplardan daha fazla ışık geçirgenliği gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Tüm kalınlıklarda konvansiyonel cam seramik grubu olan Emax MO'nun Prozir Diamond grubundan yüksek ışık geçirgenliği göstermesi kübik zirkonya grupları arasında bulunan mikroyapı, içerik, por oranı, tanecik çapı, üretim teknikleri, faz oranları, sinterleme parametreleri gibi farklılıkların ışık geçirgenliği üzerine etkisi olduğu anlamına gelmektedir. Özellikle 0,5 mm kalınlığında Katana UT grubu ile Emax MO grubu arasında ışık geçirgenliği değerlerinde anlamlı fark olmaması kübik zirkonyaların ince restorasyonlarda cam seramiklere alternatif olabileceklerini göstermektedir.

Yapılacak yeni çalışmalarla birlikte kübik zirkonyaların uygun sinterleme sıcaklıkları, tanecik boyutları, tetragonal-kübik faz karışım oranlarının saptanmasıyla içerdikleri por miktarlarının azaltılarak mekanik ve estetik özelliklerinin daha da geliştirilmeleri durumunda ışık geçirgenliği değerlerinin farklı kalınlıklarda cam seramik alternatiflerine üstünlük sağlayabileceği düşünülebilir.

8. SONUÇLAR

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. HT zirkonyaların ışık geçirgenlikleri konvansiyonel monolitik alternatiflerine kıyasla 0,5 mm kalınlığı haricinde üstündür. HT zirkonyaların ışık geçirgenliği konvansiyonel monolitik grubu olan Zenostar MO'ya kıyasla kalınlık artışından daha az etkilenmiştir. Öte yandan tüm gruplarda kalınlık artışının ışık geçirgenliği ile anlamlı şekilde ters orantılı olduğu tespit edilmiştir.

2. HT zirkonyaların ışık geçirgenlikleri tüm kalınlıklarda cam seramik gruplarından ve kübik zirkonya gruplarından daha düşüktür.

3. Kübik zirkonya grubu olan Katana UT 0,5 ve 1,2 mm kalınlıklarda konvansiyonel cam seramik grubu olan Emax MO ile benzer ışık geçirgenliğine sahip iken bir diğer kübik zirkonya grubu olan Prozir Diamond'ın tüm kalınlıklarda Emax MO'dan daha az ışık geçirmesi, kübik zirkonyaların içerik, faz oranları, por oranı, tanecik çapı, mikroyapı, sinterleme işlemleri, üretim tekniklerinin ışık geçirgenlikleri üzerine doğrudan etkili olduğunu göstermektedir.

4. Yeni nesil cam seramik grubu olan Emax HT tüm kalınlıklarda en yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir.

5. Esneme dayanım değerlerine bakıldığında, HT zirkonya grupları ile konvansiyonel monolitik zirkonya grubu olan Zenostar MO arasında tüm kalınlıklarda anlamlı fark bulunamamıştır. Bu gruplar, cam seramik ve kübik zirkonya alternatiflerinden tüm kalınlıklarda üstün esneme dayanım değerleri göstermişlerdir.

6. Yüksek biaksiyel esneme dayanım değerlerine sahip Zenostar MO ve HT zirkonya grupları olan Katana HT ile Prozir HT'nin posterior restorasyonlarda kullanımları uygun görülürken, kübik zirkonya ve cam seramik grupların 500 MPa'dan düşük esneme dayanım değerlerinin posterior uzun köprüler için uygun olmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

7. 0,8 mm kalınlığındaki porselen ilaveli örnek grupları ile aynı kalınlıktaki monolitik alternatifleri kıyaslandığında ışık geçirgenliği değerlerinde anlamlı bir fark olmadığı öte yandan biaksiyel esneme dayanım değerlerinin anlamlı bir şekilde düştüğü gözlemlendi. Yakın gelecekte monolitik zirkonyaların ışık geçirgenliğinin daha da artması durumunda veneerlenen konvansiyonel zirkonya restorasyonların kullanımlarının elimine olması beklenmektedir.

8. Kübik zirkonyaların özellikle ön bölgelerde tercih edilmek üzere, biaksiyel esneme dayanımlarının ve optik özelliklerinin geliştirilmesi durumunda cam seramiklere alternatif olabilecekleri düşünölmektedir.



9. KAYNAKLAR

1. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):128–135.
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299–307.
3. Okamura M, Chen KK, Kakigawa H, Kozono Y. Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater J* 2004;23(2):180–183.
4. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8(3):181–186.
5. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1–25.
6. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22(11):2429–2435.
7. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent* 2016;28(1):32-39.
8. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosthet Dent* 2015;113(2):114–121.
9. Lee YK. Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restor Dent Endod* 2016;41(3):159–166.
10. Kim HK, Kim SH. Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *J Dent* 2016;55:75-81 .
11. Leone R, Sorrentino R, Camposilvan E, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dent Mater* 2016;32(1):98.
12. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128(3):297–307.

13. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):621.
14. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *J Prosthodont* 2009;18(2):188–194.
15. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251.
16. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61–66.
17. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505–511.
18. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence. 3rd ed. Chicago; 210-224, 2002.
19. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75(1):18–32.
20. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent* 1991;16(4):149.
21. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials 4: Introduction to Dental Materials*. Elsevier Health Sciences. 4th ed. 2013.
22. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14(3):231–238.
23. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. *Contact Dermatitis* 1994;30(3):144–151.
24. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):227-235.
25. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5(1):9-16.
26. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87(2):189–196.
27. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *J Non-Cryst Solids* 1997;219:192–197.

28. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):374–380.
29. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268–274.
30. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153–163.
31. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):531–544.
32. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical Performance of a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic for Three-Unit Posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(4):469-475.
33. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248-253.
34. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e. max Press-and Cerec ProCAD-partial coverage crowns. *Odontol E Stomatol* 2005;116(5):493–500.
35. IPS e.max Press. Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/ips-emax-sistem-/dis-teknisyeni/ips-emax-press> (2016). [Accessed 02 Ekim 2016].
36. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 2013;110(1):14–20.
37. Grossman DG, Johnson JL. Glass-ceramic compositions for dental constructs. Google Patents; 1987.
38. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont* 1989;2(1):13-26.
39. McLean JW, Jeanson EE, Chiche G, Pinault A. All-ceramic crowns and foil crowns. *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*. Quintessence. St Louis, 1994;97–113.
40. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):35-38.
41. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):239-246.
42. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2):134–143.

43. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):134-142.
44. Lava Ultimate Technical Product Profile. Available from: http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf (2016). [Accessed 13 Ekim 2016].
45. Enamic brochure. VITA Zahnfabrik H. (online) Available from: <https://www.ditare.info/wpcontent/uploads/2016/07/Enamic-brochure.pdf> (2016). [Accessed 13 Ekim 2016].
46. McDonald A. Advances and Fixed in Operative Dentistry Prosthodontics. *Prim Dent Care* 2001;8(1):13–16.
47. Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):450–456.
48. Rashad MM, Baioumy HM. Effect of thermal treatment on the crystal structure and morphology of zirconia nanopowders produced by three different routes. *J Mater Process Technol* 2008;195(1):178–185.
49. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64–71.
50. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24(2):147-153.
51. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25(2):91–95.
52. Porstendörfer J, Reineking A, Willert H-G. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *J Biomed Mater Res* 1996;32(4):663–667.
53. Boothe GF, Stewart-Smith D, Wagstaff D, Dibblee M. The radiological aspects of zircon sand use. *Health Phys* 1980;38(3):393–398.
54. Christel P, Meunier A, Dorlot J-M, Crolet J-M, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988;523(1):234–256.
55. Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawn CJ. Crystallite and Grain Size Dependent Phase Transformations in Ytria Doped Zirconia. *J Am Ceram Soc* 2003;86(2):360–362.
56. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92(9):1901–1920.

57. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):513–530.
58. Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater* 2009;25(2):166–171.
59. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006;27(10):2186–2192.
60. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short term in vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23(1):45–61.
61. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88(2):519–529.
62. Green DJ, Hannink RH, Swain MV. (1989). Transformation toughening of ceramics. Boca Raton, FL: CRC Press.
63. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535–543.
64. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 2002;50(20):5171–5178.
65. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131-136.
66. Mecholsky JJ. Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995;11(2):111–112.
67. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 2007;37:1–32.
68. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO_2 - Y_2O_3 solid electrolyte after ageing. *Solid State Ion* 1981;3:489–493.
69. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995;15(6):485–502.
70. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *Bone Jt J* 2001;83(7):996–1000.
71. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Effect of in vitro aging on the flexural strength and

- probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2014;30(12):306–316.
72. 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. *J Prosthet Dent* 2010;103(4):210–220.
 73. Muñoz-Saldaña J, Balmori-Ramírez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003;18(10):2415–2426.
 74. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013;44(8):557–566.
 75. Kondoh J, Shiota H, Kawachi K, Nakatani T. Yttria concentration dependence of tensile strength in yttria-stabilized zirconia. *J Alloys Compd* 2004;365(1):253–258.
 76. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, vd. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater* 2016;32(12):327–337.
 77. Vleugels J, Yuan ZX, Van der Biest O. Mechanical properties of Y₂O₃/Al₂O₃-coated Y-TZP ceramics. *J Eur Ceram Soc* 2002;22(6):873–881.
 78. Richerson D, Richerson DW, Lee WE. *Modern ceramic engineering: properties, processing, and use in design*. Third Edition. CRC press; 2005.
 79. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33(1):9–18.
 80. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):154–164.
 81. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819–826.
 82. Stanford C, Oates T, Beirne R. Zirconia as an implant and restorative biomaterial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:841–844.
 83. Takamura K, Hayashi K, Ishinishi N, Yamada T, Sugioka Y. Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *J Biomed Mater Res* 1994;28(5):583–589.

84. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(6):793-798.
85. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292–296.
86. Vagkopoulou T. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009;4(2):130-151.
87. Cho M-S, Yu B, Lee Y-K. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater* 2009;25(6):695–702.
88. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):4–9.
89. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195–1203.
90. Okamura M, Chen K-K, Kakigawa H, Kozono Y. Application of Alumina Coping to Porcelain Laminate Veneered Crown. *Dent Mater J* 2004;23(2):180–183.
91. Ueda K, Gueth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J* 2015;34(3):310-314.
92. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):349–355.
93. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74(6):1253–1258.
94. Nakamura T, Sugano T, Usami H, Wakabayashi K, Ohnishi H, Sekino T, vd. Shear bond strength of veneering porcelain to porous zirconia. *Dent Mater J* 2014;33(2):220–225.
95. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):356–362.
96. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22(2):195–200.

97. Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dent Mater J* 2006;25(4):669–674.
98. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23(1):45–50.
99. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, vd. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 2009;37(11):891–897.
100. Nakamura T, Wakabayashi K, Zaima C, Nishida H, Kinuta S, Yatani H. Tensile bond strength between tooth-colored porcelain and sandblasted zirconia framework. *J Prosthodont Res* 2009;53(3):116–119.
101. Kim H-J, Lim H-P, Park Y-J, Vang M-S. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2011;105(5):315–322.
102. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dent Mater* 2013;29(5):566–572.
103. Yoshida K, Atsuta M, Takahashi S. Influence of Pre-treatments on Flexural Strength of Zirconia and Debonding Crack-initiation Strength of Veneered Zirconia. *J Adhes Dent* 2011;13(1):79-84.
104. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):28–33.
105. de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009;25(2):172–179.
106. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 2010;26(1):44–50.
107. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):379–388.
108. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont* 2010;19(5):340–346.

109. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009;34(3):280–287.
110. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354–359.
111. Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne P. Effect of Nd: YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011;42(1):79-89.
112. Çavdar U, Atik E. Geleneksel ve Hızlı Sinterleme Yöntemleri. *Celal Bayar Üniversitesi Soma MYO Tek Bilim Derg* 2011;1(15):1–10.
113. Borrell A, Salvador MD, Peñaranda-Foix FL, Cátala-Civera JM. Microwave Sintering of Zirconia Materials: Mechanical and Microstructural Properties. *Int J Appl Ceram Technol* 2013;10(2):313–320.
114. Trunec M, Klimke J, Shen ZJ. Transparent alumina ceramics densified by a combinational approach of spark plasma sintering and hot isostatic pressing. *J Eur Ceram Soc* 2016;36(16):4333–4337.
115. Liu C, Xiang M, Fu Z, Shen Z, Xiong Y. Microstructural refinement in spark plasma sintering 3Y-TZP nanoceramics. *J Eur Ceram Soc* 2016;36(10):2565–2571.
116. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):269–274.
117. Yuemei J, Ying Y, Wenhui Z, Guoxin H, Qiuxia Y. Translucency of dental zirconia ceramics sintered in conventional and microwave ovens. *West China J Stomatol* 2015;33(6):642–645.
118. Filser FT. Direct ceramic machining of dental restorations. PhD Thesis. Zurich Swiss Fed Inst Technol Zurich, 2001.
119. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):441–448.
120. Rieger W, Kobel S, Weber W. Processing and properties of zirconia ceramics for dental applications. *Spectr Dialogue Repr* March. 2008.

121. Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG. Use of Zirconia in dentistry: an overview. *Open Biomater J* 2014;5(1):1-9.
122. Rismanchian M, Shafiei S, Nourbakhshian F, Davoudi A. Flexural strengths of implant-supported zirconia based bridges in posterior regions. *J Adv Prosthodont* 2014;6(5):346–350.
123. Kocjan A, Pouchly V, Shen Z. Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *J Eur Ceram Soc* 2015;35(4):1285–1295.
124. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc* 2009;29(2):207–221.
125. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent Tetragonal Yttria Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *J Am Ceram Soc* 2011;94(6):1850–1858.
126. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289–298.
127. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *J Dent Res* 2011;90:307.
128. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201–1208.
129. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145–153.
130. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):456–461.
131. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dent Mater* 2016;32(1):73.
132. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier, 258–271, 2001.
133. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent* 1997;77(5):464–470.
134. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent* 2004;32:3–12.

135. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 2009;67(1):57–64.
136. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacet Diş Hek Fak Derg* 2009;33(4):52–58.
137. Lim H-N, Yu B, Lee Y-K. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):239–246.
138. Spink L. A Comparison of Absolute Translucency and Relative Translucency of Dental Ceramics. PhD thesis, University of Connecticut, Connecticut, Storrs; 2009.
139. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001;14(4):316-320.
140. Ahn J-S, Lee Y-K. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater* 2008;24(11):1539–1544.
141. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):585–590.
142. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):642–648.
143. Skoog DA, Holler FJ, Crouch SR. Instrumental analysis. 6th edition. Cengage Learning India; Belmont; 169, 2007.
144. Choi B-K, Han J-S, Yang J-H, Lee J-B, Kim S-H. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont* 2009;1(3):129–135.
145. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber H-P. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):129–137.
146. Temenoff JS, Mikos AG. Biomaterials: the intersection of biology and materials science. Pearson/Prentice Hall Bioengineering. 1st ed. Indiana; 2008.
147. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11(2):103–110.
148. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KH-K, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008;24(11):1506–1511.
149. Sadighpour L, Geramipناه F, Raesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *J Dent Tehran Univ Med Sci* 2006;3(3):143–152.
150. Øilo M, Gjerdet NR. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. *Dent Mater* 2013;29(6):78–84.

151. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652–661.
152. Rekow ED, Silva N, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res* 2011;90(8):937–952.
153. Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont* 2013;26(5):435-442.
154. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):333–352.
155. Cortellini D, Canale A. Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: a minimally invasive treatment concept. *J Adhes Dent* 2012;14(1):7–10.
156. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):275–284.
157. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, vd. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015;73(8):602–608.
158. Fonzar RF, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater* 2016;16:1-8.
159. Sedda M, Vichi A, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 2: Outsourcing materials. *Am J Dent* 2014;27(1):17–22.
160. Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e. max Press glass ceramic. *Dent Mater* 2014;30(12):330–336.
161. Chantranikul N, Salimee P. Biaxial flexural strength of bilayered zirconia using various veneering ceramics. *J Adv Prosthodont* 2015;7(5):358–367.
162. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;61:328–333.
163. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2015;114(1):59–66.

164. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128–138.
165. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, vd. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J* 2015;34(6):910–917.
166. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21(3):242–251.
167. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, vd. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;35:93–101.
168. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent* 2016;116(3):436-439.
169. Leempoel PJB, Van't Hof MA, Haan A. Survival studies of dental restorations: criteria, methods and analyses. *J Oral Rehabil* 1989;16(4):387–394.
170. Hara M, Takuma Y, Sato T, Koyama T, Yoshinari M. Wear performance of bovine tooth enamel against translucent tetragonal zirconia polycrystals after different surface treatments. *Dent Mater J* 2014;33(6):811–817.
171. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014;112(5):1141–1150.
172. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012;28(4):449–456.
173. Wang F, Chen J-H, Wang H. Surface roughness of a novel dental porcelain following different polishing procedures. *Int J Prosthodont*. 2009;22(2):178-180.
174. Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, Kosmač T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dent Mater* 2016;32(4):510–518.
175. Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z-X, Wang H, vd. Effect of zircon based tricolor pigments on the color, microstructure, flexural strength and translucency of a

- novel dental lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102(1):98–107.
176. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, vd. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;47:49–56.
177. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;1-7.
178. Kosmač T, Kocjan A. Ageing of dental zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 2012;32(11):2613–2622.
179. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater* 2014;30(12):419–424.
180. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104(1):6–12.
181. Yamashita I, Kudo M, Tsukuma K. Development of highly transparent Zirconia Ceramics. *Tokyo Res Lab* 2012;56:11-16.
182. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;116(2):257-263.
183. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 2002;23(3):937–945.
184. Masaki T. Mechanical Properties of Y_2O_3 Stabilized Tetragonal ZrO_2 Polycrystals After Ageing at High Temperature. *J Am Ceram Soc* 1986;69(7):519–522.
185. Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA, Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *J Prosthet Dent* 2012;108(5):304–309.
186. Marinis A, Aquilino SA, Lund PS, Gratton DG, Stanford CM, Diaz-Arnold AM, vd. Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *J Prosthet Dent* 2013;109(3):165–171.
187. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):161–166.

188. Zhang H, Kim B-N, Morita K, Hiraga HYK, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Sci Technol Adv Mater* 2016;12(5):1-6.
189. Holloway JA, Miller RB. The effect of core translucency on the aesthetics of all-ceramic restorations. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD* 1996;9(5):567–574.
190. O'Brien WJ. Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):667–672.
191. Winter R. Visualizing the natural dentition. *J Esthet Restor Dent* 1993;5(3):103–118.
192. Xiong F, Chao Y, Zhu Z. Translucency of newly extracted maxillary central incisors at nine locations. *J Prosthet Dent* 2008;100(1):11–17.
193. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015;113(6):534–540.
194. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast Ratio of Six Zirconia Based Dental Ceramics. *J Prosthodont* 2014;23(6):456–461.
195. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent* 2014;26(4):224–231.
196. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J* 2014;33(5):591–598.

10. EKLER

10.1. EK 1. Çalışmada Elde Edilen Sayısal Değerler

| GRUP | ÖRNEK NO | IŞIK GEÇİRGENLİĞİ (%) | ESNEME DAYANIMI (MPa) | KIRILMA DAYANIMI (N) |
|-----------------------|----------|-----------------------|-----------------------|----------------------|
| Zenostar MO 0,5 mm | 1 | 10,5 | 933,72 | 150,6 |
| | 2 | 10,6 | 1444,6 | 233 |
| | 3 | 11,1 | 702,46 | 113,3 |
| | 4 | 10,9 | 880,4 | 142 |
| | 5 | 11,2 | 902,1 | 145,5 |
| | 6 | 10,7 | 996,34 | 160,7 |
| | 7 | 11,5 | 961 | 155 |
| | 8 | 10 | 985,8 | 159 |
| Zenostar MO 0,8 mm | 1 | 7,5 | 860,794 | 355,7 |
| | 2 | 7,7 | 1104,246 | 456,3 |
| | 3 | 7 | 725,032 | 299,6 |
| | 4 | 7,1 | 933,878 | 385,9 |
| | 5 | 8 | 843,37 | 348,5 |
| | 6 | 8,4 | 852,082 | 352,1 |
| | 7 | 7,4 | 890,56 | 368 |
| | 8 | 7,5 | 880,88 | 364 |
| Zenostar MO 1,2 mm | 1 | 5,5 | 600,056 | 560,8 |
| | 2 | 5,4 | 932,398 | 871,4 |
| | 3 | 5,8 | 570,203 | 532,9 |
| | 4 | 5 | 644,033 | 601,9 |

| | | | | |
|---|---|------|---------|-------|
| | 5 | 5,6 | 642 | 600 |
| | 6 | 4,8 | 660,725 | 617,5 |
| | 7 | 6,2 | 676,24 | 632 |
| | 8 | 5,9 | 652,7 | 610 |
| Zenostar MO 0,8 mm Porselen Grubu | 1 | 8,7 | 387,436 | 191,8 |
| | 2 | 9 | 456,116 | 225,8 |
| | 3 | 7,9 | 574,892 | 284,6 |
| | 4 | 8,2 | 409,454 | 202,7 |
| | 5 | 8,1 | 589,436 | 291,8 |
| | 6 | 8,7 | 426,22 | 211 |
| | 7 | 8,3 | 474,296 | 234,8 |
| | 8 | 7,5 | 466,418 | 230,9 |
| Katana HT 0,5 mm | 1 | 12,5 | 775 | 125 |
| | 2 | 14 | 654,72 | 105,6 |
| | 3 | 12,7 | 979,6 | 158 |
| | 4 | 10,8 | 1023,62 | 165,1 |
| | 5 | 11,2 | 472,75 | 76,25 |
| | 6 | 11,5 | 739,66 | 119,3 |
| | 7 | 12 | 979,6 | 158 |
| | 8 | 11 | 806 | 130 |
| Katana HT 0,8 mm | 1 | 8,7 | 957,594 | 395,7 |
| | 2 | 9,7 | 919,6 | 380 |
| | 3 | 9 | 648,076 | 267,8 |
| | 4 | 9,4 | 824,978 | 340,9 |

| | | | | |
|---------------------------------------|---|------|---------|-------|
| | 5 | 8,4 | 545,952 | 225,6 |
| | 6 | 8,6 | 887,898 | 366,9 |
| | 7 | 10 | 754,314 | 311,7 |
| | 8 | 9,2 | 535,062 | 221,1 |
| Katana HT 1,2 mm | 1 | 6 | 762,91 | 713 |
| | 2 | 6,2 | 576,516 | 538,8 |
| | 3 | 7 | 684,479 | 639,7 |
| | 4 | 7,1 | 385,093 | 359,9 |
| | 5 | 6,3 | 531,683 | 496,9 |
| | 6 | 7,5 | 591,175 | 552,5 |
| | 7 | 6,5 | 1134,2 | 1060 |
| | 8 | 6,8 | 665,54 | 622 |
| Katana HT 0,8 mm Porselen Grubu | 1 | 10,2 | 567,216 | 280,8 |
| | 2 | 9,2 | 416,726 | 206,3 |
| | 3 | 9,7 | 350,066 | 173,3 |
| | 4 | 9 | 449,046 | 222,3 |
| | 5 | 8,6 | 445,814 | 220,7 |
| | 6 | 9,1 | 353,096 | 174,8 |
| | 7 | 9,3 | 483,386 | 239,3 |
| | 8 | 9 | 437,734 | 216,7 |
| Katana UT 0,5 mm | 1 | 15,2 | 211,42 | 34,1 |
| | 2 | 14,2 | 153,14 | 24,7 |
| | 3 | 14,9 | 1106,7 | 178,5 |
| | 4 | 14 | 243,66 | 39,3 |

| | | | | |
|---------------------|---|------|---------|-------|
| | 5 | 15,4 | 629,3 | 101,5 |
| | 6 | 15,3 | 214,52 | 34,6 |
| | 7 | 16,1 | 465 | 75 |
| | 8 | 15,8 | 550,56 | 88,8 |
| Katana UT 0,8 mm | 1 | 11,6 | 292,094 | 120,7 |
| | 2 | 12,2 | 345,334 | 142,7 |
| | 3 | 12,4 | 372,196 | 153,8 |
| | 4 | 11 | 278,058 | 114,9 |
| | 5 | 12,9 | 299,838 | 123,9 |
| | 6 | 10,4 | 483,032 | 199,6 |
| | 7 | 12 | 350,9 | 145 |
| | 8 | 12,5 | 372,68 | 154 |
| Katana UT 1,2 mm | 1 | 8,1 | 362,837 | 339,1 |
| | 2 | 8,3 | 587,109 | 548,7 |
| | 3 | 8,8 | 236,47 | 221 |
| | 4 | 9 | 260,01 | 243 |
| | 5 | 7,8 | 233,26 | 218 |
| | 6 | 7,9 | 257,549 | 240,7 |
| | 7 | 8,2 | 324,21 | 303 |
| | 8 | 9,1 | 329,346 | 307,8 |
| Prozir HT 0,5 mm | 1 | 11,8 | 1024,24 | 165,2 |
| | 2 | 11,6 | 552,606 | 89,13 |
| | 3 | 11,5 | 570,09 | 91,95 |
| | 4 | 12 | 507,656 | 81,88 |

| | | | | |
|---------------------------------|---|------|----------|-------|
| | 5 | 10 | 1065,16 | 171,8 |
| | 6 | 11,5 | 575,98 | 92,9 |
| | 7 | 12,6 | 694,4 | 112 |
| | 8 | 10,1 | 734,7 | 118,5 |
| Prozir HT 0,8 mm | 1 | 7,5 | 739,068 | 305,4 |
| | 2 | 9,5 | 1075,932 | 444,6 |
| | 3 | 9,3 | 669,13 | 276,5 |
| | 4 | 8,2 | 724,79 | 299,5 |
| | 5 | 9,7 | 750,684 | 310,2 |
| | 6 | 7,9 | 612,986 | 253,3 |
| | 7 | 8,8 | 750,2 | 310 |
| | 8 | 9 | 770,77 | 318,5 |
| Prozir HT 1,2 mm | 1 | 5,9 | 534,037 | 499,1 |
| | 2 | 6,2 | 462,775 | 432,5 |
| | 3 | 6,3 | 435,49 | 407 |
| | 4 | 7,1 | 556,4 | 520 |
| | 5 | 6 | 526,44 | 492 |
| | 6 | 7 | 468,66 | 438 |
| | 7 | 6,5 | 492,2 | 460 |
| | 8 | 5,8 | 501,295 | 468,5 |
| Prozir HT 0,8 Porselen Grubu | 1 | 9 | 323,2 | 160 |
| | 2 | 9,9 | 640,138 | 316,9 |
| | 3 | 8,8 | 412,484 | 204,2 |
| | 4 | 9,5 | 369,66 | 183 |

| | | | | |
|--------------------------|---|------|---------|-------|
| | 5 | 8,6 | 266,64 | 132 |
| | 6 | 8,4 | 337,34 | 167 |
| | 7 | 9 | 396,324 | 196,2 |
| | 8 | 8,7 | 400,97 | 198,5 |
| Prozir Diamond 0,5 mm | 1 | 15,2 | 328,786 | 53,03 |
| | 2 | 15,1 | 301,32 | 48,6 |
| | 3 | 15,1 | 217 | 35 |
| | 4 | 14,9 | 323,764 | 52,22 |
| | 5 | 14,8 | 319,61 | 51,55 |
| | 6 | 15,4 | 418,624 | 67,52 |
| | 7 | 13,5 | 297,6 | 48 |
| | 8 | 14 | 334,8 | 54 |
| Prozir Diamond 0,8 mm | 1 | 12,2 | 451,33 | 186,5 |
| | 2 | 12,1 | 656,304 | 271,2 |
| | 3 | 12,4 | 323,554 | 133,7 |
| | 4 | 11,3 | 433,906 | 179,3 |
| | 5 | 11,7 | 407,77 | 168,5 |
| | 6 | 10,4 | 747,78 | 309 |
| | 7 | 12 | 508,2 | 210 |
| | 8 | 12,5 | 498,52 | 206 |
| Prozir Diamond 1,2 mm | 1 | 8,1 | 366,261 | 342,3 |
| | 2 | 7,7 | 594,706 | 555,8 |
| | 3 | 8,1 | 640,288 | 598,4 |
| | 4 | 7,5 | 382,097 | 357,1 |

| | | | | |
|-------------------|---|------|----------|-------|
| | 5 | 8 | 593,743 | 554,9 |
| | 6 | 7,4 | 242,034 | 226,2 |
| | 7 | 8,2 | 353,1 | 330 |
| | 8 | 8,3 | 395,9 | 370 |
| Emax MO 0,5 mm | 1 | 16,2 | 375,906 | 60,63 |
| | 2 | 16 | 256,37 | 41,35 |
| | 3 | 16,3 | 353,71 | 57,05 |
| | 4 | 16,5 | 420,98 | 67,9 |
| | 5 | 17 | 357,74 | 57,7 |
| | 6 | 16,3 | 388,058 | 62,59 |
| | 7 | 16,7 | 347,2 | 56 |
| | 8 | 15 | 322,4 | 52 |
| Emax MO 0,8 mm | 1 | 13,6 | 406,318 | 167,9 |
| | 2 | 13,4 | 233,5784 | 96,52 |
| | 3 | 13,5 | 347,512 | 143,6 |
| | 4 | 13,7 | 338,8 | 140 |
| | 5 | 12,6 | 316,052 | 130,6 |
| | 6 | 13 | 128,3326 | 53,03 |
| | 7 | 12,9 | 297,66 | 123 |
| | 8 | 14 | 292,82 | 121 |
| Emax MO 1,2 mm | 1 | 8,4 | 252,52 | 236 |
| | 2 | 8,5 | 278,093 | 259,9 |
| | 3 | 9,2 | 139,849 | 130,7 |
| | 4 | 8,9 | 307,411 | 287,3 |

| | | | | |
|-------------------------------------|---|------|----------|-------|
| | 5 | 9,3 | 377,71 | 353 |
| | 6 | 8 | 422,008 | 394,4 |
| | 7 | 8,4 | 310,835 | 290,5 |
| | 8 | 9,1 | 319,288 | 298,4 |
| Emax MO 0,8 mm Porselen Grubu | 1 | 13,5 | 190,323 | 100,7 |
| | 2 | 13,1 | 199,584 | 105,6 |
| | 3 | 13,1 | 180,1359 | 95,31 |
| | 4 | 13,2 | 214,893 | 113,7 |
| | 5 | 13 | 123,3036 | 65,24 |
| | 6 | 12 | 268,191 | 141,9 |
| | 7 | 12,6 | 199,584 | 105,6 |
| | 8 | 13,8 | 198,072 | 104,8 |
| Emax HT 0,5 mm | 1 | 20,5 | 372,868 | 60,14 |
| | 2 | 19,7 | 310 | 50 |
| | 3 | 19,9 | 307,954 | 49,67 |
| | 4 | 19,2 | 311,302 | 50,21 |
| | 5 | 18,4 | 251,72 | 40,6 |
| | 6 | 19,6 | 187,24 | 30,2 |
| | 7 | 19 | 292,02 | 47,1 |
| | 8 | 20,1 | 309,38 | 49,9 |
| Emax HT 0,8 mm | 1 | 16,3 | 220,583 | 91,15 |
| | 2 | 16,4 | 404,382 | 167,1 |
| | 3 | 16,8 | 252,648 | 104,4 |
| | 4 | 15,7 | 292,578 | 120,9 |

| | | | | |
|-------------------|---|------|---------|-------|
| | 5 | 15,2 | 294,756 | 121,8 |
| | 6 | 14,5 | 277,09 | 114,5 |
| | 7 | 16,5 | 283,14 | 117 |
| | 8 | 15 | 297,66 | 123 |
| Emax HT 1,2 mm | 1 | 11,3 | 218,28 | 204 |
| | 2 | 11,5 | 313,403 | 292,9 |
| | 3 | 10,7 | 407,67 | 381 |
| | 4 | 10,8 | 428,963 | 400,9 |
| | 5 | 11,2 | 383,916 | 358,8 |
| | 6 | 12,4 | 326,992 | 305,6 |
| | 7 | 10,8 | 367,01 | 343 |
| | 8 | 11 | 362,73 | 339 |

ÖZGEÇMİŞ

19.07.1989 yılında İstanbul'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Tarabya Özel Cent Koleji'nde tamamladı. 2007 yılında girdiği Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2012 yılında mezun oldu. 2013 yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. İngilizce ve Almanca bilmektedir.

