



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

**KALINLIK FARKLILIKLARININ ZİRKONYA
ESASLI ALT YAPI METARYALİNİN KIRILMA
DAYANIMINA OLAN ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

ECE TATAR SIDAL

DANIŞMAN

Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

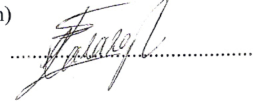
İSTANBUL 2013

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

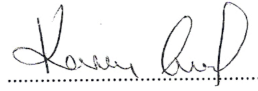
Doktora öğrencisi Dt Ece TATAR'ın çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

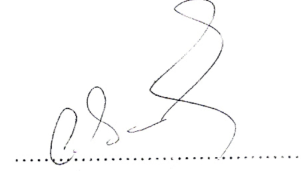
Başka : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU(Danışman)
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



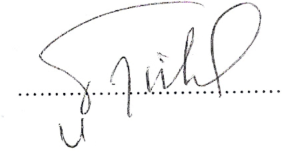
Üye : Prof. Dr. Koray ORAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



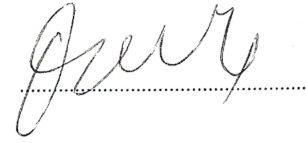
Üye : Prof. Dr. Çetin SEVÜK
Üniversite : İstanbul Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Temel KÖKSAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

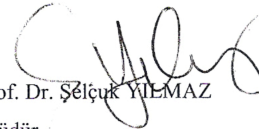


Üye : Doç. Dr. Özlem MALKONDU
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun /...04 /...2013. tarih ve
7-3.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Şelçuk YILMAZ
Müdür,

ÖZET

Tatar Sıdal E. Kalınlık farklılıklarının zirkonya esaslı alt yapı materyalinin bükme dayanımına olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, İstanbul 2013. Tam seramik sistemlerin estetik, biyouyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma olma nedeniyle, son yıllarda zirkonya esaslı seramiklerin kullanımı gündeme gelmiştir. Yüksek mekanik performans, dayanıklılık ve direnç gösteren zirkonya esaslı seramikler, tam seramik restorasyonların güvenilirliğini arttırmıştır. Tam seramik restorasyonların kullanımı anterior tek üye ya da üç üye sabit restorasyonlar ile sınırlı iken, zirkonya altyapı sistemleri ile posterior sabit restorasyonlar ve uzun gövdeli restorasyonlar yapmak mümkün hale gelmiştir.

Restorasyonlar dizayn edilirken, firmaların tavsiye ettiği kalınlık değerlerine uyulmaktadır. Ancak bu kalınlık değerinin hangi araştırmalara veya/ve kaynaklara dayanılarak belirlendiği bilinmemektedir. Bu nedenle yaptığımız çalışmanın amacı farklı zirkonya alt yapı tiplerinde kalınlık farklılıklarının bükülme dayanımını nasıl etkilediği incelenmektedir.

Çalışmamızda 3 farklı zirkonya alt yapı sistemi kullanılmıştır ve 210 tane zirkonya örnek hazırlanmıştır. 70 tane Ceramill, 70 tane Noritake ve 70 tane Zirkozahn firmalarına ait örnekler oluşturulmuştur. Örnek kalınlıkları 0,2mm, 0,3mm, 0,4mm, 0,5mm, 0,6mm, 0,7mm ve 0,8mm olarak belirlenmiştir. Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra universal test cihazı ile (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 0,5 mm/dak. hızda biaksiyel bükme deneyi yapılmıştır. Deney gruplarının biaksiyel bükme deneyi sonrasında elde edilen bükme kuvvetleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences), Two-way ANOVA, Oneway Anova ve Tukey HSD testi kullanıldı.

İstatiksel değerlendirme sonucunda farklı kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır .($p<0.01$) (Tablo 23). 0.2 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yükseken ($p<0.01$); 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). Diğer kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Noritake alt yapı sisteminin bükme kuvveti ortalaması, Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Üç grupta da 0,5 mm , 0,6 mm , 0,7 mm ve 0,8mm kalınlıklarda bükme dayanımı benzer değerlerdedir. Noritake grubuna ait örneklerde 0,4 mm , 0,3 mm ve 0,2 mm kalınlıklarda örneklerin bükme dayanımı diğer gruplara göre daha düşüktür (Grafik 5,6).

Çalışmamızda kullanılan tüm gruplarda 0,3 mm veya daha fazla kalınlıklardaki alt yapı örneklerinin tek üye kron uygulamalarında, ağız içinde uygulabilecek basınça karşı mukavemet gösterebileceği belirlenmiştir. Daha ince üretilen altyapı dizaynlarının yeterli dercede direnç göstermeyeceği saptanmıştır. Ayrıca Noritake grubu 0,3mm kalınlıkta dahi üç üyeli köprülerde kullanılabilir mukavemeti göstermiştir. Ceramill ve Zirkonzahn gruplarında ise 0,4 mm ve üzerindeki kalınlıklarda kullanılan alt yapı sistemlerinin üç üyeli köprü uygulamalarında kullanılabilirliği saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Dental seramikler, zirkonya, kalınlık, bükme kuvveti.

SUMMARY

Ceramic restorations, due to their superb mechanical features and supported by metal infrastructure, are successfully used in both the posterior tooth failures as well as in the aesthetic restorations in the anterior region. However, it has disadvantages like reflection of the metal's color on the gingiva, its formation of allergy, its corrosion and not to have light permeability in the anterior region. The increase in aesthetical concerns and the technological developments has created a usage area for different restorative systems in the tooth color that provides superb mechanical features made possible by the bio-comformable, metal infrastructure as an alternative to the metal-supported ceramic restoration (1, 2, 3).

Researchers have tried to strengthen the infrastructure of the restoration by using different materials. With various techniques such as distribution of alumina with controlled crystallization, glass infiltration, usage of leucite or lithium disilicate crystals ceramical infrastructures began to be strengthened (1, 4, 5, 6, 7). However, with the ceramics produced by using these methods there was a limited success in fixed restorations only in the single crown in the frontal region and 3 (three) members (8). Due to increased need for aesthetics today full ceramic restorations in the posterior regions are also demanded by the patients.

In the production of full ceramic restorations different system and materials are used. Full ceramic restorations are either formed of a single ceramic layer or of two-level (a strong infrastructure ceramic that supports breakable veneer ceramic) systems (8, 9). Full ceramic materials have been alternatives to the metal-ceramic restorations due to their aesthetical features close to the natural tooth structure, their chemical stability and bioconformities. But, since they exhibit low resistivity due to their breakability and against tensile stress, this limits the clinical applications of these materials.

Till recently the usage of the entire ceramic systems was limited with the frontal part's teeth, today, with the help of developed dental ceramics, it was possible to have application in the posterior teeth as well. When compared with the other ceramic systems zirconia has increased the reliability of full ceramic systems since it has a high

mechanical performance, resistivity, tensile resistance, chemical and dimensional stability(9, 10, 11, 12).

Zirconia is the most appropriate ceramic that can resist against the high tensile stress that is formed especially at the multi-member bridges (13, 14, 15). Zirconia infrastructure even makes it possible to make full ceramic restoration in posterior partial dentation facts due to its superb mechanical features, and thus it has to be veneered with a feldspathic-structured ceramic due to its opaque appearance (3, 9, 16). Thus aesthetic restorations that are both resistive and also have translucency that looks like the natural tooth can be made.

However, even if the translucency amount of the restorations with zirconia infrastructure is more when compared with the metal ceramic infrastructure, it is less when compared with the other full ceramic restoration samples. In the researches made; it is seen that in the zirconia-based infrastructural restorations infrastructure material thickness has affected the translucency amount a lot. It is determined that the thin usage of infrastructure material has led to an increase in the translucency amount .(17)

Many researches were conducted with regard to the thickness amount of feldspathic porcelain that its processed on the zirconia infrastructure alternative. However, no study could be found that sought an answer to the question of how the thinner usage of infrastructure material affected the bending resistivity.

When the zirconia infrastructure material is used thin translucency increases, but how will it be affected from the decrease in bending resistivity. In the thesis study that is planned the aim is to determine the bending resistivity that the zirconia infrastructure material has at different thicknesses.

Key words : Dental ceramics, zirconia, thicknees, flexual strength.

TEŞEKKÜR

Akademisyen olma hayalimin ilk basamağı olan doktora eğitim sürecinde bana bu Őansı tanıyan, hayalimin ilk basamağını gerçekleŐtirmeme olanak sağlayan Anabilim Dalımızın değerli ğretim üyelerine;

Akademik hayatımın Őekillenmesinde bana yol gösteren ve tez çalıŐmam boyunca sabrını, yardımını, deneyimlerini ve desteğini esirgemeyen, klinik ve teorik tüm engin bilgilerini cömertçe benimle ve tüm öğrencileriyle sevgi içinde paylaŐan değerli hocam, danıŐmanım, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı BaŐkanı ve Dekan Yardımcısı Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**'na;

İlgisinin ve desteğini benden esirgemeyen çok değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Koray ORAL** baŐta olmak üzere, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaŐan Sayın **Prof. Dr. Senih ALIKKOCAOĞLU** ve tüm değerli ğretim üyelerine;

Deney örneklerimin hazırlanması sırasında, laboratuvarlarının tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan **Optimal Diş Protez Laboratuvarının** tüm çalıŐanlarına;

Sabırlarını ve desteklerini benden esirgemeyen sevgili aileme ve eŐime tüm emekleri, bana gösterdikleri sonsuz anlayıŐ ve sevgi için,

En içten teŐekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-------|
| İÇ KAPAK..... | i |
| ÖZET | ii |
| SUMMARY | iiiv |
| TEŞEKKÜR | vi |
| İÇİNDEKİLER..... | vi |
| KISALTMALAR | xii |
| TABLULARIN LİSTESİ | xiv |
| GRAFİKLERİN LİSTESİ..... | xvi |
| RESİMLER LİSTESİ | xvii |
| ŞEKİLLERİN LİSTESİ | xviii |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Dental Seramikler | 3 |
| 2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi | 3 |
| 2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı | 7 |
| 2.1.3. Dental Seramiklerin Elemanları | 9 |
| 2.1.3.1. Feldspar | 9 |
| 2.1.3.2. Kaolin | 11 |
| 2.1.3.3. Quartz | 11 |
| 2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar | 12 |
| 2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar | 12 |
| 2.1.4. Dental Porselenin Özellikleri | 13 |
| 2.1.5. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri | 13 |
| 2.1.5.1. Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması | 14 |
| 2.1.5.1.1. Metal – Seramik Kuronlar..... | 14 |
| 2.1.5.1.2. Platin Folyo İle Güçlendirilen Seramik Kuronlar | 15 |

| | |
|--|----|
| 2.1.5.2. Yüzeyle Basma Gerilimlerinin Oluşturulması | 15 |
| 2.1.5.2.1. İyon değişimi..... | 16 |
| 2.1.5.2.2. Temperleme | 16 |
| 2.1.5.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi | 16 |
| 2.1.5.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu | 18 |
| 2.1.5.5. Cam İfiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi | 18 |
| 2.2. Dental Seramiklerin Sınıflaması | 18 |
| 2.3. Tam Seramiklerin Sınıflaması | 21 |
| 2.3.1. Yapım Tekniklerine Göre Sınıflama..... | 21 |
| 2.3.2. Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflama | 24 |
| 2.3.2.1. Cam Seramikler..... | 24 |
| 2.3.2.1.1. Lössit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler..... | 36 |
| 2.3.2.1.2. Lityumdisilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler | 36 |
| 2.3.2.1.3. Feldspatik Seramikler | 36 |
| 2.3.2.2. Alumina Esaslı Seramikler..... | 24 |
| 2.3.2.3. Zirkonya Esaslı Seramikler | 24 |
| 2.4. Cad/Cam Sistemler | 26 |
| 2.4.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi | 26 |
| 2.4.2. Sistem Çeşitleri | 27 |
| 2.4.2.1. MAD-MAM Sistemi (Manuel-aided design / Manuel-aided manufacturing).. | 27 |
| 2.4.2.2. MAD-CAM Sistemi (Manuel-aided design / Computer-aided manufacturing). | 27 |
| 2.4.2.3. CAD-CAM Sistemi (Computer-aided design / Computer-aided manufacturing) | 28 |
| 2.4.2.3.1. Açık ve Kapalı CAD-CAM Sistemleri | 29 |
| 2.4.2.3.2. CAD-CAM Komponentleri..... | 29 |
| 2.4.2.3.2.1. Tarayıcı (Scanner)..... | 29 |
| 2.4.2.3.2.2. Yazılım (Software)..... | 29 |
| 2.4.2.3.2.3. Donanım (Hardware) | 30 |
| 2.4.2.3.3. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları | 30 |

| | |
|---|----|
| 2.4.2.3.3.1. Avantajlar | 30 |
| 2.4.2.3.3.2. Dezavantajlar | 31 |
| 2.4.2.3.4. CAD/ CAM için Materyaller | 31 |
| 2.4.2.3.5. CAD/CAM için Zirkonya Materyaller | 31 |
| 2.5. Diş Hekimliğinde Zirkonya | 32 |
| 2.5.1. Zirkonya | 32 |
| 2.5.2. Zirkonya ile ilgili Biomedikal Çalışmalar | 33 |
| 2.5.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi | 34 |
| 2.3.2.1. Green Zirkonya | 34 |
| 2.3.2.2. Pre-sinterize Zirkonya | 35 |
| 2.3.2.3. Sinterlenmiş Zirkonya | 35 |
| 2.5.4. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı | 35 |
| 2.5.4.1. Kübik faz | 37 |
| 2.5.4.2. Tetragonal faz | 37 |
| 2.5.4.3. Monoklinik faz | 37 |
| 2.5.5. Zirkonyanın Faz Dönüşümleri | 39 |
| 2.5.6. Zirkonyada Dönüşüm Toklaşması | 40 |
| 2.5.7. Zirkonyanın Kararlı Hale Getirilmesi | 43 |
| 2.5.7.1. Tam Stabilize Zirkonya | 45 |
| 2.5.7.2. Kısmen Stabilize Zirkonya | 45 |
| 2.5.7.3. Tetragonal Zirkonya Polikristalleri | 46 |
| 2.5.8. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri | 47 |
| 2.5.9. Zirkonyanın Kimyasal Stabilitesi | 49 |
| 2.5.10. Y-TZP'nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler | 49 |
| 2.5.10.1. Stabilizator Oksitin Miktarı | 50 |
| 2.5.10.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli | 51 |
| 2.5.10.3. Sıcaklık | 51 |
| 2.5.10.4. Nem | 52 |

| | |
|---|----|
| 2.5.10.5. Zaman..... | 52 |
| 2.5.10.6. Materyale Uygulanan İşlemler..... | 53 |
| 2.5.10.6.1. Aşındırma..... | 53 |
| 2.5.10.6.2. Kuşlama..... | 55 |
| 2.5.10.6.3. Fırınlama..... | 56 |
| 2.5.11. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları..... | 56 |
| 2.5.12. Materyallerin mekanik özellikleri..... | 57 |
| 2.5.12.1. Gerilim..... | 57 |
| 2.5.12.2. Birim Şekil Değişimi..... | 57 |
| 2.5.12.3. Elastik Modül..... | 58 |
| 2.5.12.4. Oransal Limit..... | 58 |
| 2.5.12.5. Elastik Limit..... | 58 |
| 2.5.12.6. Akma Noktası Dayanımı..... | 58 |
| 2.5.12.7. Poisson Oran..... | 58 |
| 2.5.12.8. Kırılma Dayanımı..... | 59 |
| 2.5.12.9. Kırılma Sertliği..... | 59 |
| 2.5.12.10. Bükülme Dayanımı..... | 59 |
| 2.5.12.11. Darbe Dayanımı..... | 59 |
| 2.5.12.12. Esneklik..... | 59 |
| 2.5.12.13. Sağlamlık..... | 59 |
| 2.5.12.14. Sertlik..... | 60 |
| 2.5.12.15. Yorgunluk Dayanımı..... | 60 |
| 2.5.12.16. Dayanım..... | 60 |
| 2.6. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Belirlenmesinde Uygulanılan Mekanik Testler..... | 60 |
| 2.6.1. Dayanıklılığı Etkileyen Faktörler..... | 61 |
| 2.6.1.1. Yüzey Çatlaklarının Tipi, Boyutu, Dağılımı..... | 61 |
| 2.6.1.2. Test Ortamı..... | 61 |
| 2.6.1.3. Test Metodu..... | 62 |

| | |
|--|-----|
| 2.6.2. Tek Eksenli Bükülme Testleri..... | 63 |
| 2.6.3. İki Eksenli Bükülme Testleri | 63 |
| 2.6.3.1. Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi | 63 |
| 2.6.4 Yüzey Pürüzlülüğü..... | 65 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM..... | 66 |
| 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması | 66 |
| 3.1.1. Zirkonzahn Grubu | 67 |
| 3.1.2. Ceramill Grubu | 68 |
| 3.1.3 Noritake Grubu..... | 70 |
| 3.2. Altyapı Örneklerinin Oluşturulması..... | 71 |
| 3.2.1. Zirkonzahn Altyapı Örneklerinin Oluşturulması | 73 |
| 3.2.2. Ceramill Altyapı Örneklerinin Oluşturulması..... | 74 |
| 3.2.3. Noritake Altyapı Örneklerinin Oluşturulması..... | 75 |
| 3.3. Biaksiyel Bükme Testinin Uygulanması..... | 83 |
| 3.4. İstatistiksel Analiz..... | 84 |
| 4. BULGULAR..... | 86 |
| 4.1. Ceramill..... | 86 |
| 4.2 Zirkonzahn..... | 89 |
| 4.3 Noritake | 92 |
| 4.4 Tüm gruplar..... | 94 |
| 5. TARTIŞMA | 99 |
| 6. SONUÇLAR..... | 117 |
| 7. KAYNAKLAR | 118 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ | 137 |

KISALTMALAR

| | |
|---|---|
| Al₂O₃ | : Aluminyum oksit, Alumina |
| Al₂O₃· 2SiO₂· 2H₂O | : Hidrate alumina silikat |
| CAD/CAM | : Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing |
| CaO | : Kalsiyum oksit |
| CeO₂ | : Seryum oksit |
| GPa | : Gigapaskal |
| Hf | : Hafnium |
| dk | : dakika |
| HIP | : Hot Isostatic Pressing |
| HV | : Hardness Vickers |
| K₂O· Al₂O₃· 6SiO₂ | : Potasyum alumina silikat |
| m | : Monoklinik |
| Mg | : Magnezyum |
| MgAl₂O₄ | : Magnezyum alüminium oksit, Spinel |
| MgO | : Magnezyum oksit |
| Mpa | : Megapaskal |

| | |
|---|--|
| N | : Newton |
| Na₂O. Al₂O₃. 6SiO₂ | : Sodyum alumina silikat |
| PSZ | : Parsiyel Stabilize Zirkonya |
| SiO₂ | : Silika |
| T | : Tetragonal |
| t→m | : Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu |
| TZP | : Tetragonal Zirkonya Polikristalleri |
| Y₂O₃ | : Yttrium oksit |
| Y-TZP | : Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalleri |
| Zr | : Zirkonyum |
| ZrO₂ | : Zirkonya, Zirkonyum dioksit |
| ZrSiO₄ | : Zirkonyum silikat |
| μm | : Mikrometre |
| x | : Aritmetik ortalama |
| sd ± | : Standart sapma |
| F# | : Frekans |
| P | : Anlamlılık |
| N | : Örnek sayısı |

TABLolar LİSTESİ

| | | |
|-----------|--|----|
| Tablo 1. | Dental seramiğin mekanik özellikleri..... | 13 |
| Tablo 2. | Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması..... | 36 |
| Tablo 3. | Dental zirkonya içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması... | 36 |
| Tablo 4. | Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri..... | 37 |
| Tablo 5. | Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri..... | 43 |
| Tablo 6. | ZrO ₂ 'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları..... | 44 |
| Tablo 7. | Çalışmamızda kullanılan malzemeler..... | 67 |
| Tablo 8. | Deney gruplarının oluşturulması..... | 67 |
| Tablo 9. | Zirkonzahn bloklara uygulanan işlemler..... | 69 |
| Tablo 10. | Ceramill bloklara uygulanan işlemler..... | 70 |
| Tablo 11. | Noritake bloklara uygulanan işlemler..... | 72 |
| Tablo 12. | Zirkonzahn, Ceramill ve Noritake örneklerinin cad-cam üretimi şekli..... | 72 |
| Tablo 13. | Zirkonzahn örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işleminin sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu..... | 73 |
| Tablo 14. | Ceramill örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işleminin sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu..... | 75 |
| Tablo 15. | Noritake örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işleminin sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu..... | 76 |
| Tablo 16. | Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri..... | 78 |
| Tablo 17. | Ceramill grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 87 |
| Tablo 18. | Ceramill grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları..... | 88 |
| Tablo 19. | Zirkonzahn grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 90 |
| Tablo 20. | Zirkonzahn grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları..... | 91 |

| | | |
|-----------|--|----|
| Tablo 21. | Noritake grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 93 |
| Tablo 22. | Noritake grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları..... | 94 |
| Tablo 23. | 3 ayrı örnek grubunun kalınlık farklılıklarına göre bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 95 |
| Tablo 24. | Post Hoc Test sonuçları..... | 96 |
| Tablo 25. | Alt yapı sistemi ve kalınlığın bükme kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi..... | 99 |

GRAFİKLER LİSTESİ

| | | |
|-----------|---|----|
| Grafik 1. | Tüm örneklerin bükme dayanımı | 85 |
| Grafik 2. | Ceramill örneklerinin bükme dayanımı..... | 88 |
| Grafik 3. | Zirkonzahn örneklerinin bükme dayanımı..... | 91 |
| Grafik 4. | Noritake örneklerinin bükülme dayanımı..... | 94 |
| Grafik 5. | Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması..... | 96 |
| Grafik 6. | Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması..... | 97 |
| Grafik 7. | Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması..... | 97 |

RESİMLER LİSTESİ

| | | |
|-----------|---|----|
| Resim 1. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 79 |
| Resim 2. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 79 |
| Resim 3. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 80 |
| Resim 4. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 80 |
| Resim 5. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 81 |
| Resim 6. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 82 |
| Resim 7. | Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü..... | 82 |
| Resim 8 | Örnek gruplarının oluşturulması..... | 83 |
| Resim 9. | Profilometre (Perthometer M1, Mahr, Germany) cihazı..... | 83 |
| Resim 10. | Profilometre cihazının ekranı..... | 84 |
| Resim 11. | Yüzey pürüzsüzlük ölçümü..... | 86 |
| Resim 12. | Instron universal test cihazı..... | 86 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | | |
|----------|--|----|
| Şekil 1. | Silisyum tetrahedranın moleküler yapısı; kırmızı renkte görülen Silisyum (Si) atomları, sarı renkte olanlar Oksijen (O ₂) atomlarıdır..... | 10 |
| Şekil 2. | Seramik yüzeyine daha küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması..... | 16 |
| Şekil 3. | Kübik kristal yapının şematik görünümü..... | 38 |
| Şekil 4. | Tetragonal kristal yapının şematik görünümü..... | 38 |
| Şekil 5. | Monoklinik kristal yapının şematik görünümü..... | 39 |
| Şekil 6. | Dönüşüm Sertleşmesinin Şematik Anlatımı..... | 42 |
| Şekil 7. | Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında transformasyon sertleşmesi gözlenir..... | 42 |
| Şekil 8. | Zirkonya-yitrium faz diagramının zirkonya bölümü..... | 51 |
| Şekil 9. | İki eksenli bükülme testinin şematik resmi TZP içerikleri ile işlem gördükleri ısı dereceleri çizgili alanlarda görülmektedir..... | 65 |

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansımaları, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve anterior bölgede ışık geçirgenliğine sahip olmaması gibi dezavantajları mevcuttur. Estetik kaygıların artması ve teknolojik gelişmeler uzun süredir kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyouyumlu, metal alt yapının sağladığı üstün mekanik özellikleri sağlayan farklı restoratif sistemlere kullanım alanı yaratmıştır (1, 2, 3).

Araştırmacılar farklı malzemeler kullanarak restorasyonun alt yapısını kuvvetlendirmeye çalışmışlardır. Kontrollü kristalizasyon ile alüminanın dağıtılması, cam infiltrasyonu, lösit veya lityum disilikat kristallerinin kullanılması gibi değişik teknikler ile seramik alt yapılar kuvvetlendirilmeye başlanmıştır (1, 4, 5, 6, 7). Ancak, bu yöntemler kullanılarak üretilen seramikler ile sadece ön bölgede tek kuronlar ve 3 üye sabit restorasyonlarda sınırlı başarıya ulaşılmıştır (8). Günümüzde artan estetik ihtiyaçlardan dolayı posterior bölgelerde de tam seramik restorasyonlar hastalar tarafından talep edilmektedir.

Tam seramik restorasyonların üretiminde farklı sistem ve materyaller kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonlar, ya tek bir seramik tabakadan oluşur ya da iki tabakalı (kırılgan veneer seramiğini destekleyen güçlü bir alt yapı seramiği) sistemlerden oluşur (8, 9). Tam seramik materyalleri, doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal-seramik restorasyonlara alternatif oluşturmuşlardır. Ancak, kırılganlıkları ve gerilim stresleri karşısında düşük dayanıklılık göstermeleri bu materyallerin klinik uygulamalarını kısıtlamaktadır.

Yakın tarihe kadar tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece ön bölge dişleri ile sınırlandırılırken, günümüzde gelişmiş dental seramikler sayesinde posterior dişlerinde de uygulama alanı bulmuşlardır. Diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, dayanıklılık, gerilim direnci, kimyasal ve boyutsal stabilite gösteren zirkonya, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (9, 10, 11, 12).

Zirkonya, özellikle çok üyeli köprülerde oluşan yüksek gerilim streslerine dayanabilen en uygun seramiktir (13, 14, 15). Üstün mekanik özellikleri ile posterior parsiyel dişsizlik olgularında bile tam seramik restorasyon yapımına olanak sağlayan zirkonya alt yapının, opak görünümü nedeniyle feldspatik yapılu bir seramikle veneerlenmesi gerekmektedir (3, 9, 16). Böylelikle hem dayanıklı hem de doğal diş benzer translusentliğe sahip estetik restorasyonlar yapılabilir.

Ancak zirkonya altyapılı restorasyonların translusentlik miktarı metal seramik alt yapılara kıyasla daha fazla olsada, diğer tam seramik restorasyonlar örneklerine oranla daha azdır. Yapılan araştırmalar zirkonya esaslı alt yapılu restorasyonlarda; alt yapı materyal kalınlığının translusentlik miktarını çok fazla etkilediğini göstermiştir. Altyapı materyalinin ince kullanılmasının translusentlik miktarında artış sağlamakta olduğu belirlenmiştir.(17)

Zirkonya alt yapı seçeneği üzerine işlenen feldspatik porselenin kalınlık miktarı ile ilgili birçok araştırma yapılmıştır. Ancak altyapı materyalinin daha ince kullanılmasının bükülme dayanımını nasıl etkileği sorusuna yanıt arayan bir çalışma bulunamamıştır.

Zirkonya altyapı materyali ince kullanıldığında translusentlik artmaktadır ancak bükülme dayanımı kalınlığın azalmasından ne şekilde etkilenecektir. Planlamış olduğumuz tez çalışmamızda zirkonya alt yapı materyalinin farklı kalınlıklarda sahip olduğu bükülme dayanımının belirlenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Dişhekimliğinde diş eksikliğinde ya da estetik ihtiyaçların karşılanmasında kullanılan sabit protezlerin ve dental seramik materyallerinin bugünkü düzeye ulaşması yüzyıllar sürmüştür. Seramikler, orijinini Yunanca'da yanık madde anlamına gelen "keramos" sözcüğünden alırlar (6). Seramik kullanımı 10.000 yıl önceki taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılan seramik, Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve pöröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılması pek uygun görülmemiştir. Daha sonralar diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından mesleğimizde kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (33).

'Porselen', italyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' kelimesinden türetilmiştir. Porselen; tümü killi topraktan yapılmış veya kil ihtiva eden ham maddelerden üretilmiş ürünlerin oluşturduğu seramik grubunun bir elemanıdır. Seramik grubunun ilk ve en ilkel ürünü; balçık tuğla veya kerpiç tuğladır. Bunlar basit, kaba seramiklerdir. Daha sonra ise üretim aşamaları sıralamasına göre sırasıyla toprak çanak çömlekler, majorka çini (elvan çini), fayans, taş eşya, taştan oyma kap, seramik ve porselen gelmektedir. Porselen seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. Benzer şekilde, 'Dental seramikler' ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, 'dental porselenler' deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matriks içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristalin yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır(34).

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip porselenler, ilk olarak MÖ. 50’de Çin’de geliştirilmiştir (35). Uzakdoğuda ticaretin yaygınlaşması ile birlikte bu porselen 17.yy’da Portekizli denizciler tarafından Çin’den Avrupa’ya gelmiştir (36).

Felspatik porselenin keşfinden önce 1723’ de Pierre Fauchard “*Lechirurgien Dentiste*” isimli kitabında metal protezlerin porselen ile kaplanmasından bahsetmiştir (37, 38). Fauchard porselenin dişhekimliğinde ki önemini belirtmiş ve böylece porselen ile ilgili çalışmaların başlamasına öncülük etmiştir. 1747’ de Pierre Fauchard, anterior tek ya da çoklu diş eksikliği olgularında diş eksikliği olan bölgeye komşu diş köklerini destek alan bir restorasyon tarif etmiştir. Bu yöntemeye göre; altın veya gümüş pivolar (postlar) köklerin içine “mastik” denilen ve ısıyla yumuşayan bir maddeyle yapıştırılıp üzerine kuronlar yapılmaktadır (39, 40).

1774’ de Paris’ li eczacı Alexis Duchateau, dişhekimisi Nicholas Dubois de Chemant’ ın yardımıyla Guerhard Dental Porselen Fabrikasını kurarak ilk porselen protezleri üretmiş ve patent almıştır (41, 42, 43, 44, 45, 46).

1808’ de Paris’te yaşayan italyan dişhekimisi Giuseppangelo Fonzi platin pinlere sahip ilk porselen takım dişleri üretmiştir (36, 42, 43, 44). 1850 yılında White ve Ash porselen dişleri ticari olarak piyasaya sunmuşlardır (42, 44). 1870’ li yıllarda hazır porselen dişlerden aşındırılarak inleyler yapılmıştır. Bu arada cam inleylerin üretimi konusunda gelişme sağlanmıştır (41). 1873’de Beers porselen tam kuron fikrini ortaya atmıştır (41).

1885’ de Logan, porselen kuronlar ile genelde tahtadan yapılan postlar arasındaki retansiyon problemini porseleni platin bir posta bağlayarak çözmüştür. Bu restorasyona “Richmond Kron” denilmektedir (37).

1808’de Fonzi’ nin platin pinli ilk porselen takım dişleri yapmasından sonra bu platin post kronlar metal-seramik sisteminin kullanıldığı ilk yenilikçi kavram olmuşlardır (36).

1886'da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887'de Land ortaya koymuş, 1886' da Land, ilk platin folyo matriksi kullanarak feldspatik porselen kron ve inley yapımını tarif etmiş ve 1889' da patentini almıştır. Bu şekilde porselen inleylerin güncel yapım metodu ortaya çıkmış ve ilk porselen tam kronun yapımı ile diş hekimliğinde porselenin kullanılması yaygınlaşmıştır (36, 43, 44, 45, 46, 47). Bu yeni teknoloji sayesinde dişhekimlerine estetik ve uyumlu restorasyonlar yapma olanağı doğmuştur. Charles Henry Land' in porselen jaket kron yapım tekniğini geliştirmesinden sonra diş preparasyon kuralları da değişmiş, dişin koronal kısmı retansiyon için korunmuş ve diş vital olarak kullanılabilmeye başlanmıştır. Bu preparasyon tekniği ile yumuşak ve sert dokulara minimum zarar verilirken daha estetik sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır (38).

1903' de Land, platin folyo tekniğini kullanarak ilk seramik veneerleri üretmiş ve klinikte kullanmıştır (38). 1931' de Legro porselenin asitle pürüzlendirilebileceğini göstermiştir (41). 1933' de Brodsky dişhekimliğinde kullanılabilecek rövetman ilk olarak üretmiştir (41). 1949' da Moore ve Watt fosfat bağlı rövetman bulmuştur (41).

Porselen, dişhekimliğinde yüzyıldır kullanılmasına ve estetik olmasına rağmen dayanıksız olduğu için 1950' lere kadar tercih edilmemiştir. 1950 yılında porseleneleucite'in eklenmesiyle porselenin ısıl genleşme katsayısı artmıştır. Porselenin ısıl genleşme katsayısının artması, porselen-metal bağlantısını güçlendirmiş ve porselenin dayanıklılığını arttırmıştır (37, 46).

1955' de Buonocore kimyasal olarak minenin pürüzlendirilebileceğini rapor etmiştir (41). 1958 yılında ise Vines ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince seramik tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (2, 48). 1959' da Morrison ve Warnick etil silikat rövetmanın dişhekimliğinde kullanımını rapor etmiştir (41).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa %11-15 oranında K₂O (Potasyum Oksit) içeren seramik tozu ile metal destekli seramik restorasyonları yapmışlardır (12). Ancak metal altyapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında zaman zaman sorunlar ortaya çıkmıştır (8).

Metal destekli dental seramik restorasyonlar ilk kez 1962’ de Weinstein tarafından altın alaşımları üzerinde kullanılmaya başlanmış ve patenti alınmıştır (42).

1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni metal destek olmaksızın %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirerek, yüksek dirence sahip porselenlerin gelişmesinde ilk adımı atmışlardır (2, 40 ,41, 42, 48).

1968’ de MacCulloch ilk defa cam döküm tekniğinin dişhekimliğindeki uygulamalarını rapor etmiştir (41). 1971’ de Francois Duret ilk defa CAD-CAM tekniği ile dental restorasyonların yapılabileceğini belirtmiştir (41). 1972 yılında Southan ve Jorgensen “refraktör day” materyalini geliştirmişlerdir. Bu gelişme ile birlikte diş hekimliğinde tam seramik sistemler yaygınlaşmıştır (8).

1976 yılında McLean ve Sced, çift folyo tekniğini geliştirerek platin folyonun kron iç yüzeyinde bırakılarak alumina seramik jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu sistemde porselene bağlanan metal folyo açık yüzey defektlerini elimine ederek gerilim kuvvetlerini bağlı oluşacak hasarları azaltmaktadır. Bu sistemde folyo 2 μ m kalınlığında kalayla kaplanmaktadır. Bu kalay tabakasının oksitlenmesi ile porselen bağlantısı güçlenmektedir. Bu sistem ticari olarak Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Sackingen, Germany) ismi ile piyasaya sunulmuştur (2, 46).

Kronun iç yüzeyinde bırakılan folyo renklenmeye sebep olduğu ve ışık geçirgenliğini engellediği için tam seramik restorasyonların estetik avantajını yok etmiştir (2, 46).

1980’ de Mörmann ve Brandestini, dental porseleni CAD-CAM sistemi ile muayenehane ortamında işleyebilen Cerec sistemini bulmuşlardır (41). 1983’ de Horn, mine porselenini asitle pürüzlendirerek rezin bağlı restorasyon kavramını ortaya koymuştur (41). 1983’ de Calamia, rezin bağlı restorasyonlarda porselenin asitle pürüzlendirilmesini tekrar tanımlamıştır (41). 1985’ de Adair ve Grossman ilk ticari dökülebilir seramik olan Dicor’u geliştirmiştir (40,41). Aynı dönemlerde Bruggers'de Hi-Ceram’ı geliştirmiştir (8). 1985’ de Sadoun cam infiltrasyonlu alumina tekniği olan In-Ceram’ı geliştirmiştir (41). 1989'da alüminyum oksit içeriği %90'nın üzerine çıkarılmış ve dayanıklılığı artırılmış olan In-Ceram sistemi piyasaya sunulmuştur (8).

1990' da Wohlwend ve Scharer, ilk preslenebilen seramik olan Empress sistemini bulmuştur (41).

1990'lı yılların sonlarına gelindiğinde, %70 oranında lityum disilikat içeren ve IPS Empress'e göre kırılma direnci üç kat daha yüksek olan IPS Empress 2 klinik kullanıma sunulmuştur. 1996' da Techceram, dişhekimliğinde termal sprey yöntemini ticari olarak piyasaya sürmüştür (41).

IPS Empress 2'nin tanıtımını, diğer dental seramik üretici firmalar tarafından (kuru preslenmiş, millenmiş ve sinterlenmiş alumina kor seramik (Procera AllCeram); cam infiltre edilmiş alumina kor seramik (In-Ceram Alumina); cam infiltre edilmiş zirkonya-alumina kor seramik (In-Ceram Zirconia); kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonya kor seramik (Lava); ön sinterleme işleminden geçirilmiş zirkonya seramik (Cercon); tam seramik sistemlerinin geliştirilmesi izlemiştir (48, 50).

Diş hekimliğinde kullanılan bir restoratif materyalin, ideal bir materyal olarak adlandırılabilmesi için; diş yapısını koruması, dayanıklı olması, estetik olması, doku uyumunun iyi olması, doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma özelliğine sahip olması, mine ısısal genleşme katsayısına yakın olması, düşük ısısal iletkenliğinin olması, üretim kolaylığının olması, düşük maliyette üretilebilmesi, hızlı ve kontrollü üretim yapılması gerekir (47).

Dental seramiklerin tarihsel gelişimi incelendiğinde, Dr. Charles Henry Land' in 1886' da feldspatik porselen ile kuronları üretmesiyle başlayan dental seramik teknolojisi, zaman içinde büyük gelişmeler göstermiştir. Özellikle 1960'larda daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile porselen restorasyonların anterior bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır (51).

Porselen, restoratif bir materyalden beklenen en iyi estetik özellikleri göstermesinin yanı sıra baskı kuvvetlerine karşı da dayanıklıdır, ancak çekme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılığa sahip değildir (48).

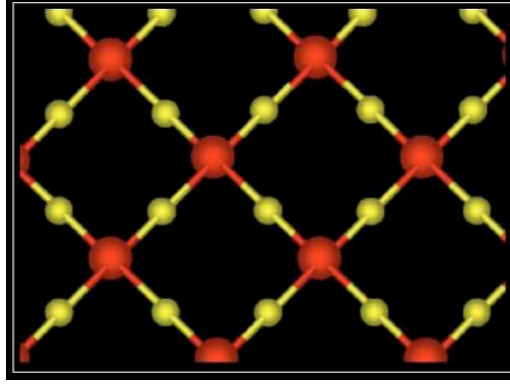
20. yy'ın başında dayanıklılığı arttırmak için kullanılan metal alt yapıların estetik ve biyolojik uyumluluk problemleri nedeniyle metal altyapının yerine geçecek alternatif materyal ve sistemler üzerine çalışılmış, estetik beklentilerin artması ile birlikte tam seramik sistemler geliştirilmiştir ve böylece seramiklerin basit inleylerle başlayan endikasyon çerçeveleri günümüzde tam seramik posterior köprülere kadar ulaşmıştır (48, 51).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Protez Terimleri Sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (52). Bu birleşimde büyük oksijen atomlar bir matriks görevi görür ve küçük metal atomlar arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan ayn yapı, seramiği kırılabilir bir hale dönüştürdüğü için sakıncalı bir durum oluşturur (36).

Dental seramikler deyince akla ilk gelen, günümüzdeki dental seramiklerin başlangıç noktası olan ve temel yapısı olarak kabul edilen feldspatik porselenlerdir. Feldspatik porselenin ana yapısı oksijen iyonu ile silisyum tetrahedra (SiO_4) gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlarla bağlanması sonucu oluşur (Şekil 2.1).

Silisyum tetrahedra, dental seramiğin ana yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar ($\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$), kaolin ($2\text{H}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 2\text{SiO}_2$) ve Quartz'ın (SiO_2) yapısına girer (Şekil 1). Fırınlanmış tüm porselenlerin içeriğinde silika matrikse gömülmüş küçük kristaller (*leucite* ve/veya alumina-silikat kristaller) bulunur. Kristallerin miktar porselenin kullanılacağı endikasyona göre belirlenir. *Leucite*, potasyum feldspar ve camın reaksiyonu sonucu oluşur. *Leucite* optik özellikleri, termal genleşmeye etkisi, dayanıklılığı ve sertliği sağlaması nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (13, 33, 46).



Şekil 1. Silisyum tetrahedranın moleküler yapısı; kırmızı renkte görülen Silisyum (Si) atomları, sarı renkte olanlar Oksijen (O₂) atomlarıdır.

2.1.3. Dental Seramiğin Elemanları

1. Feldspar
2. Kaolin
3. Quartz
4. Renklendirici ve opaklaştırıcı ajanlar
5. Güçlendirici ajanlar

2.1.3.1. Feldspar

Albite olarak da bilinen feldspar, potasyum alumina silikat ve sodyum alumina silikat karışımıdır. Porselene doğal bir translusenslik veren ana yapıyı teşkil eden maddedir. Minimum %60'lık orana sahiptir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur (36). 1100-1300 °C da ergiyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspar 1250-1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur (6).

Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunan maddelerdir bu nedenle potas (K_2O) ve soda (Na_2O) oranları bir miktar farklılık gösterebilir (6, 53). Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler; soda füzyon ısını düşürürken potas erimiş camın viskozitesini artırır. Bu nedenle, porselenin pişirilmesi esnasında piropplastik akış denilen ve dişin formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potas bulunması çok önemlidir (2, 53).

Potas formundaki feldspar molekülünün yapısındaki 6 adet silisyumdioksit ile bağlanmakta ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) olan silisyumdioksit ile bağlandığında ise molekül "lösit" olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspardan daha güçlü yapıdaki lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini artırmakta ve ısıl genişleme katsayısını yükselterek metale yakın bir ısıl genişleme katsayısı oluşturmaktadır (5, 6, 33, 37, 43, 53).

2.1.3.2. Kaolin

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) %1-5 oranında bulunmaktadır. 1800°C eriyen kaolin ısıya oldukça dayanıklıdır (36). Porselenin birarada kalmasında ve pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde rol oynar. Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır (6, 43, 48, 53, 54).

2.1.3.3. Kuartz

Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek (yaklaşık 1700°C) olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar. Kuartz (SiO_2) porselenin pişirilmesi esnasında değişime uğramaz ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önleyerek güçlendirici olarak rol oynar. Termal genişleme katsayısını kontrol etmekte yardımcıdır, %10-30 oranında

bulunur. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (54). Materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (6, 44).

Dişhekimliğinde kullanılan porselen tozu yukarıda bahsedilen içeriklerin basit bir karışımı değildir. Bu tozlar önce bir kez fırınlanır, üretici firma bunları belirli oranlarda karıştırır, ilave metal oksitler katar, birleştirir ve erimiş kitleyi suda soğutur. Sonuçta çıkan bu ürün 'frit' olarak bilinir. Bu ani soğutmaya bağlı olarak cam içinde önemli bir stres birikimi ve yaygın çatlaklar oluşur. Bu materyal kolayca ezilerek toz haline getirilir ve diş teknisyenleri tarafından kullanılan ince porselen tozu elde edilir (54).

2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselene renk vermek için, Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi elementlerin yüksek ısıya dayanıklı metal oksitleri feldspar ve ince cam tozu ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapı öğütülerek (*fritting*) porselen renk pigmentleri elde edilir. Doğal renklerin elde edilebilmesi için porselen içinde opaklaştırıcı yapılara da ihtiyaç duyulur. Özellikle metal destekli porselenlerde opaklaştırıcı yapıların ilavesi estetik sonuçlar verir. Metal oksitlerden elde edilen opaklaştırıcı ajanlar olan seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Porselenler içinde, partikül boyutları ve cam matriks içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtırlar (44).

2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar

B_2O_3 , K_2O_3 , Na_2O , MgO , Li_2O ve P_2O_5 gibi oksitler cam modifiye edici olarak adlandırılırlar. Bunlar camın erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Yanlış kullanımları devitrifikasyon problemini ortaya çıkarır. Devitrifikasyon; cam yapıcı silisyum tetrahedraların (SiO_4) oluşumunun engellenmesi sonucu camın kristal yapısının bozulması anlamına gelir. Bu olay porseleni zayıflatır ve bulutlu bir görünüm ortaya çıkarır. Dental porselenler fırınlama sırasında ortaya çıkan akmaya karşı (piroplastik akma) dirençli olmak zorundadırlar. Bu nedenle camın viskozitesi ve pişirme derecesi düşük olmalıdır.

Buda “ara oksitlerin” kullanılmasıyla sağlanır. Bir camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir “ara oksit” sayesinde artırılabilir (44, 6, 54).

2.1.4. Dental Seramiğin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal olarak oldukça stabildirler ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenliği ve ısıl genişleme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (53).

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 (53).

| ÖZELLİK | DEĞER |
|----------------------------------|--|
| Seramiklerin çekme dayanıklılığı | 110 MPa |
| Elastik modülüsü | 69 GPa |
| Knoop sertliği | 460 kg\mm ² |
| Seramiğin termal özellikleri | 0.0030 cal\sec\cm ² (°C\cm) |
| Linear ısıl genişleme katsayısı | 12.0×10 ⁻⁶ °C |

Tablo 1. Dental seramiğin mekanik özellikleri (6, 53).

2.1.5. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiğin; üstün estetik başarısı, basma gerilmesine karşı dayanımı, sertlik, kimyasal etkilere direnç ve mükemmel biyolojik uyum gibi avantajlarına karşın, düşük çekme mukavemeti ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına neden olmuştur.

Seramiğin güçlendirilmesi için beş yöntem bildirilmiştir:

1. Seramiğin metal alt yapı üzerine uygulanması
2. Yüzeyde basma gerilmelerinin oluşturulması
3. Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi
4. Camın kontrollü kristalizasyonu
5. Cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi

2.1.5.1. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması

2.1.5.1.1. Metal – Seramik Kuronlar

Metal – seramik kuron köprü protezlerinde metal alt yapı, seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metallerin çekme mukavemeti seramiklerden daha yüksek olduğu için ilk olarak seramiklerin metal alt yapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal alt yapı çekme gerilmelerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak yayılımını önlemektedir. Seramiğin metal ile kullanılması 1950’li yıllarda lösit kristallerinin yapıya katılması ile feldspatik seramiklerin ısıl genleşme katsayılarının, altın alaşımlarıninkine yaklaştırılması ile mümkün olmuştur. Güçlü bir materyalin alt yapıda kullanılması ile seramiğin kırılması ancak bu alt yapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (35, 44, 48).

Metal – seramik restorasyonlarında ışık geçirgenlik özelliği, metal alt yapının, ışığın geçişini ve yansımalarını engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir.

Bunun yanısıra dişetinde oluşan renk değişimi metal ve seramiğin ısıl genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı iyonların iyonize olarak

seramiğin içine renk vermesi ve korozyon gibi dezavantajlar metal alt yapının kullanımını sınırlandırmaktadır (37, 43, 47).

2.1.5.1.2. Platin Folyo İle Güçlendirilen Seramik Kuronlar

Folyoların kullanım amacı; metal kalınlığının inceltilmesi, böylece dişin daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülerek pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın estetik restorasyonların yapılmasını sağlamaktır (8).

McLean ve Sceed 1976'da çift platin folyo tekniği ile platin folyonun bir tabakasının kuronun iç yüzünde bırakılarak alümina caket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin folyo adapte edilir ve üstteki folyo 2 μ m kalay ile kaplanır. Seramik fırınlanması sonrasında en içteki bir tabaka folyo çıkartılır ve diğer platin folyo ise seramiğin iç yüzeyi ile kimyasal bir bağlantı sağlar. Platin folyonun seramik içinde kalması yapısal sağlamlığını artırırken, ışık geçirgenliğini azaltarak gri bir renklenmeye neden olması estetik dezavantaj oluşturmuştur (2, 44, 46).

Renaissance / Ceplatec (Williams Gold Refining Co., Inc., Buffalo, N. Y.), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie ILL, Japan), Flexebond (Elephant Edelmetal, Hoorn, The Netherlands), Plati-deck (Schone Edelmetal, Degussa, Amsterdam, The Netherlands) gibi sistemler sonradan geliştirilen folyo sistemleridir ve orjinal folyo sisteminin modifikasyonlarıdır (8, 55).

2.1.5.2. Yüzeyde Basma Gerilmelerinin Oluşturulması

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, kalıntı basma gerilmelerini objelerin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme; uygulanan kuvvetin bu kalıntı gerilmelerle karşılanması (sıfırlanması) ve böylece objenin içerisinde çekme gerilmelerinin ortaya çıkmasının önlenmesi ile gerçekleştirilir. Bu amaçla çeşitli teknikler uygulanmaktadır (43).

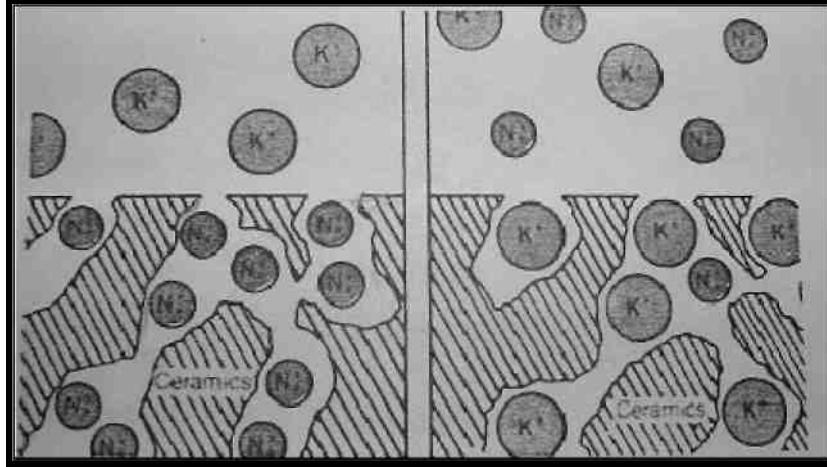
1. Kimyasal yolla 'iyon değişimi'.

2. Fiziksel yolla 'temperleme'.

2.1.5.2.1. İyon Değişimi

Seramik restorasyonların başarısızlığı, sıklıkla yüzeydeki yarıklar gerilim kuvvetine maruz kaldığı zaman meydana gelir ve çatlaklarda büyüme oluşur (56). Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile düşük ısıda seramik yüzeyinde kompresif tabaka oluşturmayı amaçlayan bir işlemdir.

Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka elde edilir. Seramik cam, geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır, iyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramikde ki Na^+ iyonlar KNO_3 banyosundaki K^+ iyonlar ile yer değiştirir (Şekil 2).



İyon değişiminden önce - İyon değişiminden sonra

Şekil 2. Seramik yüzeyine daha küçük sodyum atomlarının girmesi ve daha büyük potasyum atomlarının çıkması (55).

Sodyumdan yaklaşık %35 daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir. Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır (57). Yüzeyde yaklaşık 700MPa'lık basma gerilmesinin oluşması sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır (37, 44). Çatlaklar ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, seramik kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir.

2.1.5.2.2. Temperleme

Bu yöntem, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıyla oluşmaktadır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile iç yapı arasında gerilimler oluşmakta ve iç yapıda germe gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı basma gerilmeleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki seramik yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (37, 49, 53, 56).

2.1.5.3. Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi

Camın kristal faz ile güçlendirilmesi, üç grup altında toplanmaktadır:

- 1.Seramiğin içerisine alümina kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 2.Seramiğin içerisine 'lösit' kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 3.Seramiğin kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri ile güçlendirilmesi(44, 57).

2.1.5.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısı işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Camın, cam seramiğe dönüşmesi işlemine seramikleştirme denmektedir. Bu işlem, cam matris içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porozitesi olmayan ve uniform büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmıştır. Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (43, 47, 53).

2.1.5.5. Cam İnfiltrasyonu İle Seramiğin Güçlendirilmesi

Sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poroziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite, akma ve kaymaya karşı direnç gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemle geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir.

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan sinterlenmiş alüminyum oksit kristallerine ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantanoksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (44,47).

2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

- A. Pişirme ısılarına göre sınıflandırılan dental seramikler
- B. Kullanım alanlarına göre sınıflandırılan dental seramikler
- C. Alt yapı materyaline göre sınıflandırılan dental seramikler

D. Fırınlanma yöntemine göre sınıflandırılan dental seramikler

E. İşlenme yöntemlerine göre sınıflandırılan dental seramikler

F. Kompozisyonuna göre sınıflandırılan dental seramikler (35).

A. Pişirme Isılarına Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Yüksek ısı seramikleri (1300 °C)

2. Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C)

3. Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)

4. Ultra düşük ısı seramikleri (850 °C) (34, 45).

Her dört gruptaki seramiklerin ana bileşim elemanları aynıdır. Ancak erime derecelerindeki bu farklar sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, potasyum karbonat ve boraks gibi eriticilerin bileşimindeki miktarından kaynaklanmaktadır. Düşük ısı seramiği, yüksek ve orta ısı seramiklerine kıyasla daha düşük miktarda kaolin, buna karşılık daha yüksek miktarda eritici içermektedir (59).

Yüksek ısı seramiği; total-parsiyel protezlerde kullanılan hazır seramik dişlerin yapımı için ve bir de nadiren seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Orta ısı seramiği; tam seramik köprülerde ara bünyelerin prefabrik olarak yapılmasında kullanılmaktadır. Düşük ısı seramiği ise; metal destekli seramik kron ve köprülerde ve seramik jaket kronların yapımında kullanılmaktadır. Glaze tozları ve değişik makyaj materyalleri de bu grupta yer almaktadır (58).

B. Kullanım Alanlarına Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan seramikler
2. Tek parça jaket kronlarda, inley-onleylerde, laminat veneerlerde, köprülerin alt yapılarında, direkt köprü yapımlarında kullanılan seramikler (diğer tüm endikasyonları)
3. Veneer (kaplama, üst yapı) seramikleri

C. Alt Yapı Materyaline Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Döküm ya da CAD-CAM sistemleri ile hazırlanmış metal alt yapı ile kullanılan seramikler
2. Metal folyo alt yapı üzerinde kullanılan seramikler
3. Dökülebilir cam seramik alt yapı ile kullanılan seramikler
4. CAD-CAM sistemi yada yarı sinterlenmiş seramiğe cam infiltrasyonu ile hazırlanan alt yapılar ile kullanılan seramikler
5. Sinterlenmiş seramik kor alt yapı ile kullanılan seramikler

D. Fırınlanma Yöntemine Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Atmosfer basıncı altında fırınlanan seramikler
2. Vakum altında fırınlanan seramikler

E. İşlenme Yöntemlerine Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Sinterlenme yöntemiyle hazırlananlar (slip-cast yöntemiyle hazırlanan In-Ceram, veneer seramikleri)
2. Döküm yöntemiyle hazırlananlar (cam seramikler ve preslenebilir seramikler)
3. Freze yöntemiyle hazırlananlar (Copy-Milling,CAD-CAM sistemleri)

F. Kompozisyonuna Göre Sınıflandırılan Dental Seramikler

1. Metal Destekli Seramik Sistemler

a. Döküm ya da CAD-CAM sistemleri ile yapılan metal alt yapı üzerinde bitirilen dental seramikler

b. Metal yaprak üzerinde bitirilen dental seramikler (Galvano kronlar)

2. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler)

2.3 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

2.3.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

A. CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler

1. ALKOM (CAD-CAM technologie, Luxembourg)
2. BellaDent (BellaDent, Germany)
3. CADIM (Advance Comp., Japan)
4. CERADENT (Universitien, Germany)
5. Cercon smart ceramics (Degussa dental, Germany)

6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Germany)
7. Cicero (Elephant/Degussa, Netherland)
8. DCM (ETH institute, Swiss)
9. DCS (DCS Dental, Germany)
10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japan)
12. DentiCAD (Bego, Germany)
13. Digident (Girrbach, Germany)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, France)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japan)
16. Inlac (Ritter, Germany)
17. LAVA-System (3M/ESPE, Germany)
18. LICORA-CAD/CAM allceramic (Girrbach GmbH, Germany)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, Sweden)
20. Xawex (italy)
21. Wolceram (USA)
22. ZirkonZahn

23. Ceramill

24. Noritake

B. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Seramikler

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co. , USA)

2. Hi-Ceram (Vita, Germany)

3. İn-ceram (Vita, Germany)

4. Mirage (Chameleon Dental, USA)

C. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

1. Dicor (Ceramco/Dentsply, USA)

2. Cera Pearl (Kyocera, USA)

D. Preslenebilir Tam Seramikler

1. Authentic system (Ceramay, Germany)

2. Carrara Press-Full ceramic system (Elephant, Netherland)

3. Cergogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa Dental, Germany)

4. Finesse all-ceramic system (Ceramco/Dentsply, USA)

5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Germany)

6. OPTEC (Jeneric/Pentron, USA)

7. PLATINA press system ceramic (Heimerle, Germany)

8. StylePress (Metalor, Swiss)

9. IPS Empress II (Ivoclar, Lichtenstein)

E. Copy-Milling (Pantograf) Teknigi ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay Plus (Mikrona AG, Swiss)

2.3.2. Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır (60).

2.3.2.1. Cam Seramikler

2.3.2.1.1. Lössit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany)

- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.3.2.1.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2.3.2.1.3. Feldspatik seramikler

- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Germany)

- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Germany)

- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.3.2.2. Alumina Esashl Seramikler

2.3.2.2.1. In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.3.2.2.2. In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.3.2.2.3. In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.3.2.2.4. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

2.3.2.2.5. Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)

2.3.2.3. Zirkonya Esashl Seramikler

2.3.2.3.1. Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)

2.3.2.3.2. Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)

2.3.2.3.3. Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)

2.3.2.3.4. Hint-Els (Digident, Griesheim, Germany)

2.3.2.3.5. Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)

2.3.2.3.6. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)

2.3.2.3.7. Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

2.3.2.3.8. Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)

2.3.2.3.9. ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)

2.3.2.3.10. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)

2.3.2.3.11. Ceramill

2.4.2.3.12 Noritake

2.4. CAD/CAM SİSTEMLER

2.4.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM, ‘Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalıban parçann üç boyutlu plannı bilgisayar ekranında dizayn eder ve bilgisayar kontrolündeki makine otomatik olarak üretim yapar (102).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanna ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından sokulmuştur (41). Francois Duret, bu endüstriyel teknolojiyi diş hekimliğine transfer ederek bir dental restorasyon için harcanan manuel eforu ve maliyeti azaltmayı amaçlamıştır. CAD/CAM’ in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az efor harcanarak üretilir. Ancak diş hekimliğinde bu filozofi geçerli değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü dizayn edilir ve kişiseldir (102).

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, düşük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve day ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktadır. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılmadaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmiş ve marjinal uyumu üstün bir hale getirmiştir.

CAD/CAM, konvansiyonel yöntemlerde kullanılmayan materyallerin kullanımına olanak verir. Bu işlem artmış mikroyapısal özellik, yüksek yoğunluk, düşük porözite ve azalmış artık stres özellikleri gösterir (103)

Diş hekiminin yapacağı diş preparasyonunu, komşu dişleri ve okluzyondaki dişlerin geometrisini intraoral ya da ekstraoral olarak tarar. İnleyleyler ve tek kuronlar için sadece prepare edilecek diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dialer ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır (102, 104).

Dental kullanımlar için 3 tip 3-D tarayıcı cihazı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (105).

2.4.2. Sistem Çeşitleri

1 . MAD-MAM sistemi

2 . MAD-CAM sistemi

3 . CAD-CAM sistemi

2.4.2.1. MAD-MAM Sistemi (Manuel-aided design / Manuel-aided manufacturing)

Diş teknisyeni ya da laboratuvarın hazırlamış olduğu mum modelaj esas alınarak teknisyen bir alt yapı oluşturur ve hasta ağzında denen alt yapı üzerine alışılagelmiş şekilde, tabakalama yöntemiyle porselen işlenir.

2.4.2.2. MAD-CAM Sistemi (Manuel-aided design / Computer-aided manufacturing)

Dental restorasyon, diş teknisyeninin hazırlamış olduğu mum ve ya resin maketin bir frezeleme cihazına yerleştirilmesi ile işlenir (106). CAM sisteminde her frezinin grenli ve grensiz olanı vardır. Grensiz ile tarama yapılırken, diğer yanda

grenli ile kazıma işlemleri gerçekleştirilir. Sinterlemeyle, blok üzerindeki talimat doğrultusunda % 20-25 hacimli işlenen blok, normal boya ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuzdur. Kullanımı kolaydır.

2.4.2.3. CAD-CAM Sistemi (Computer-aided design / Computer-aided manufacturing)

CAD-CAM sistemi, bilgisayar ile veri toplayarak, dizayn ve çeşitli ürünlerin yapım işlemlerinde kullanılmaktadır. Tasarımın bilgisayarda yapılması, her aşamada fayda sağlamaktadır. Bunlardan en önemlileri tasarım hızı, yüksek hassasiyet ve ilgili tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır. Tasarımlar için en hızlı şekilde ideal sonuçlara yaklaşmak mümkündür.

CAD-CAM sistemlerinin dişhekimliğinde yer almaları 1980'lerin başındadır. Bundan çok önce endüstride kullanım alanı bulmuştur. ENIAC, elektrikle çalışan ve elektronik veri işleme kapasitesine sahip ilk bilgisayardır. Bu sistemin ilk deneme çalışmaları, savunma sanayisinde, 1945 yılında, uzun menzilli top ve füzelerin daha az isabet hatasıyla işlem hesaplamalarında yapılmıştır. 1951 yılında endüstriyel kullanımına geçildi. 1965-1970 arası, CNC ya da freze cihazlar kavramının gündeme gelmesi ve sonrasında CAD sisteminin kullanılmaya başlaması, CAD-CAM sistemlerinin bugünkü geldiği noktayı oluşturacak yapı taşları olmuştur. CAD-CAM kullanımında, 1970'lerde A.B.D.'de Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini, öncü olmuşlardır. 1977'de ilk ağız-içi optik grid-yüzey tarama sistemini Young ve Altschuler geliştirmişlerdir (108). Duret, başlangıçta kendi adı ile anılan, sonralar Sopha Bioconcept System (Los Angeles, CA) olarak piyasaya sunulan, tek diş. restorasyonu üretme kapasiteli CAD-CAM sistemini (1984) geliştirmiştir. Ancak pahalı oluşu ve detaylarından ötürü bu sistem başarılı olmamıştır. Dişhekimliğinde yerleşik olarak kullanılan ilk CAD-CAM sistemi ise Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona Dental Systems) olmuştur.

2.4.2.3.1. AÇIK VE KAPALI CAD/CAM SİSTEMLERİ

Açık ve kapalı sistemler olmak üzere 2 türlü sistem dental marketlerde yerini almışlardır.

Açık sistemlerde; dizaynın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Lisan endüstriyel olarak uygun bir formattır. Bu sistemle, CAM sistemlerinde seçim yapılabilmesine olanak sağlandığı gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlanır.

Kapalı sistemler ise; tarayıcı, yazılım ve donanım içeren sistemlerdir (108).

2.4.2.3.2. CAD-CAM KOMPONENTLERİ

CAD-CAM sistemleri 3 farklı komponentten oluşmaktadır.

2.4.2.3.2.1. Tarayıcı (Scanner)

Hazırlanmış diş preparasyonu, okluzyondaki dişler ve komşu dişler ekstraoral ya da intraoral taranır. Tek kuronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir. (109, 110). Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Intraoral tarayıcıda ağız içinden kesik diş ve etrafındaki yapıların görünümleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır. Optik tarayıcıda ise; beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır (108).

2.4.2.3.2.2. Yazılım (Software)

Restorasyonun 3 boyutlu dizayn ve planlaması bilgisayar ekranında gerçekleştirilir. Kişiye özgü restorasyonlar kolaylıkla yapılır (108).

2.4.2.3.2.3. Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makineleridir. Restorasyonu oluşturmak için bloklar kullanılır. İşlem, materyal bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. CAM üretiminden sonra, manuel düzeltmeler, final cilalamalar, renklendirmeler ve veneerlemeler diş teknisyeni tarafından yapılmalıdır (109,110).

Son 20 yılda yapılan ilerlemeler ile günümüz CAD-CAM teknolojilerinde prepare edilen dişlerden kamera, kontak dijitalizasyon ve lazer tarama 3 boyutlu veri toplama yöntemleri; frezeleme teknolojisinde konvansiyonel frezlerin yerini çok çeşitli elmas frezlerin almasıyla kazanılan hassasiyet; alüminyum oksit (Al_2O_3 , alumina) ve ZrO_2 seramiklerinde yapılan fiziksel direnç artışı ve frezlenebilme gibi gelişmeler kaydedilmiştir (111).

1997 yılında, Craig RG. ve Ward ML.'nin yaptığı bir araştırmaya göre, kullanımı kolay olmasına rağmen pahalı olması ve marjin uyumunun 100 ile 150 μm arasında, yani çok iyi olmaması dezavantaj olarak sayılmış ve aynı araştırmaya göre restorasyonu rezin simanla simante etmek bu sorunun üstesinden gelebilmiştir (112), fakat zamanla bu sistem bir hayli geliştirilmiştir.

Günümüz CAD-CAM teknolojilerine yön veren standart, Amerikan Dental Birliği (ADA)'nin “ Diş restorasyonlarının destek dişe 50 μm siman aralığı hassasiyetinde uyum göstermesi ” kuralıdır (111,113). Bu standart sebebi ile üretici firmalar çok hassas veri toplama ve freze teknikleri geliştirmek zorunda kalmışlardır. Yapılan araştırmalar bir çok CAD-CAM sistemi için yüksek hassasiyet ile 100 μm 'den az kenar açıklığı saptamışlardır (114,115,116,117,118).

2.4.2.3.3. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

2.4.2.3.3.1. Avantajlar

1. Yüksek kalitede materyal kullanımı,
2. Zaman tasarrufu (maksimum 2 seansta bitiyor),

3. Maliyetten tasarruf (laboratuvar işlemleri kalkıyor),
4. Farklı parametreleri kontrol kolaylığı (prepare edilen kavite şekli , tabaka kalınlığı , tabaka çapı , vs.)
5. Yüksek kalitede restorasyon üretiminde devamlılık (108).

2.4.2.3.3.2. Dezavantajlar

1. Preforme blok kullanımı nedeniyle bazı sistemlerde sınırlı renk seçeneği,
2. Bazı sistemlerde uzman kullanıcı gerekliliği,
3. Kullanılan cihazların ucuz olmaması (106).

2.4.2.3.4. CAD-CAM için Materyaller

- Dayanıklılığı artmış dökülebilir akrilikler
- Cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikleri
- Silikat seramikleri
- Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramikleri
- Titanyum
- Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar (119).

2.4.2.3.5. CAD-CAM için Zirkonya Materyalleri

Zirkonya, tam seramikler için alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmasıyla birlikte, üzerinde birçok çalışma yapılmaya başlanmıştır. Dişhekimliğinde iki türlü kullanılmaktadır;

- 1 . Zirkonla güçlendirilmiş seramikler

2 . Zirkon bloklarının kullanılması

a . HIP (Hot İstostatic Pressing) Zirkon

b . Non-HIP (Non - Hot isostatic Pressing) Zirkon

2.5. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA

2.5.1. Zirkonya

Zirkonyum, Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelir. Zargon da Persçe Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türetilmiş olup ender bulunan bir elementtir (14). Zirkonyum (zirkon dioksit - ZrO_2), ilk kez 1789'da Sri Lanka Adası'nda Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur. Atom numarası 40 olan Zirkon ise 1824 yılında Jons Jakob Berzelius tarafından izole edilmiştir (14).

Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte yada serbest oksit ile birlikte bulunur. Zirkonya, yer kabuğunda % 0.028 oranında bulunup yer kabuğundaki elementler arasında 11'inci sırayı işgal eder ve Cu, Ni, Pb ve Zn gibi metallere daha bol miktarda bulunur (120). Zirkonya mineralleri, daima % 0,5-2,0 arasında hafniyum (Hf) içerirler. Zirkonya en az 37 değişik mineral içinde bulunmasına rağmen ticari önemi olan mineralleri şunlardır (121);

a. Baddeleyit (ZrO_2): % 90-93 arasında ZrO_2 içeren bir zirkonyum mineralidir.

b. Zirkon ($ZrSiO_4$): Teorik olarak % 67,2 ZrO_2 ve % 32,8 SiO_2 içeren bir orto silikattır, en çok bulunan mineraldir.

c. Eudialyte ($(Na Ca)_6 ZrOH(Si_3O_9)_2$).

Reaksiyon çelik kaplarda gerçekleştirilmelidir. Havadaki oksijen ve azot ile etkileşmemesi gerekmektedir.

Havada ısıtılınca kuvvetli bir ışık vererek yanar, akkor derecede hidrojen ve azotla birleşir. Asitlerin ve alkalilerin etkilerine karşı dayanıklıdır. Zirkonyum uzun bir süre çeşitli toprak oksitleriyle karıştırılarak seramiğin renklendirilmesinde kullanılmıştır. Düşük kaliteli zirkonya, aşındırıcı olarak kullanılır. Sert, aşınmaya dayanıklı zirkonya seramikler, dizel ve ısı motorlarında, basınçlı motorların valflerinde ve düşük korozyonlu, termal şoka dayanıklı malzemelerin yapımında kullanılmaktadır. Refrakter malzeme, ısıtıcı eleman, izolasyon malzemesi, abraziv ve kesici alet üretiminde kullanılmıştır. Zirkonya bıçaklar, manyetik bantların ve sigara filtrelerinin kesiminde kullanılır. Zirkonya çok yüksek derecede (2680 °C) eridiği için yüksek ısılı fırınlarda ve ateşe dayanıklı kapların yapımında, seramik filtre üretiminde kullanılır. Yüksek ısıda iyonlara karşı geçirgen olmaları zirkonya seramiklerin solid elektrolitler olarak akaryakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmalarını sağlar. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyi, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young's modülüsü paslanmaz çeliğine yakın olduğu için zirkonya seramiklerin bir tıbbi malzeme olarak kullanılması da düşünülmüştür. Materyalin densitesi 6.49g/cm³, erime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C 'dir (14). Zirkonya yüksek dirençli bir seramiktir. Feldspatik seramikten çok daha güçlüdür (122, 123).

2.5.2. Zirkonya ile ilgili Biomedikal Çalışmalar

Zirkonya ile ilgili ilk biomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur (14, 124). Zirkonyumun biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir (15).

Önce ZrO₂-MgO, ZrO₂-CaO, ZrO₂-CeO₂ ve ZrO₂-Y₂O₃ şeklinde karışımlar biomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-itriyum seramiklerin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (25, 125).

Saf zirkonyum, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır (126). Bu ilaveler ile

yapı ısıtma işlemleri sonunda yarı stabil zirkonya halini alır. Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle stabilizatör olarak Y_2O_3 'ün kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma da sıcaklığında Y_2O_3 ilavesi ile diş hekimliğinde de kullanılan yittriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir (10, 12, 15, 30, 48, 114, 115, 116).

Zirkonya grenlerin boyu $0,4 \mu m$ olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Mekanik özellikleri itibarıyla, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının kullanımı için oldukça uygundur (10, 12, 48, 117). Bunun yanında, zirkonya altyapının veneer seramik ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır (3, 13, 109, 110).

2.5.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 Mpa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilme şekli ile yakından ilgilidir. Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar 3 ana gruba ayrılır:

2.5.3.1. Green zirkonya

Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonya bloklar, kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için 20- 25 % oranında

olduklarından büyük işlenirler (117). Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30' luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

2.5.3.2. Pre-sinterize zirkonya

Green zirkonyanın 500°C yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Pre-sinterize zirkon bloklar elmas ve karpit frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. Sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülme için kompanse etmek için 20-25 % oranında daha hacimli işlenirler.

2.5.3.3. Sinterlenmiş zirkonya

Sinterlenme işlemi tamamlandığı için doğrudan kazıma işlemi gerçekleştirilir. Sinterlenmiş bloklar, elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar (105). Green, pre-sinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkon blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir.

Restorasyon direk olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. Sinterlenmiş zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır (105).

Basınç altında sinterlenen Y-TZP gri-siyah bir renk alır ve daha sonra oksitlenerek beyazlaşmaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir. Tablo 2 ve Tablo 3'te üretim şekillerine göre zirkonyanın gruplandırılması verilmiştir.

| Zirkonyum Tipi | Üretici firma |
|----------------------|---|
| Green Zirkon | Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt, Germany): Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld, Germany): Hint-Els Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy): Xavex G 100 Zirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany). |
| Pre-sinterize Zirkon | In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany): ZS-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Hint-Els Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Germany) |
| Sinterize Zirkon | DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwill, Switzerland): Z-Blanks, Everest (Kavo, Leutkirch, Germany): Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada): Hint-Els Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany): HIPZirkon, Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Germany). |

Tablo 2. Üretim şekline göre dental zirkonya sistemlerinin gruplandırılması.

| Kristal Yapı | Sistem |
|--|--------------------------------|
| Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler | In-Ceram Zirconia |
| Kısmi stabilize edilmiş zirkonya | Denzir-m, Ceramill, Zirkonzahn |
| Tetragonal zirkonya polikristalleri | Lava, Cercon, DC-Zirkon |

Tablo 3. Dental zirkonya içerikli seramiklerin kristal yapıya göre sınıflandırılması.

2.5.4. Zirkonya Seramiklerin Tanecik Yapısı

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır:

1- Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabildir,

2- Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabildir,

3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680 °C'a kadar stabildir.

| Kristal Form | Yoğunluk gr/cm ³ | Geçiş Sıcaklığı °C |
|--------------|-----------------------------|--------------------|
| Monoklinik | 5,83 | D1170 |
| Tetragonal | 6,10 | 1170 - 2370 |
| Kübik | 6,09 | 2370 - 2680 |

Tablo 4. Kristal formların yoğunluk ve sıcaklık değerleri (133).

2.5.4.1. Kübik faz

Kübik faz, 2370 °C'den ergime noktası 2680 °C'ye (15 °C) kadar kararlı olan bir fazdır. Bu faz, her bir Zr ⁺²ye, eşit uzaklıktaki sekiz oksijen ile koordine olan florit tipi bir kristal yapıya sahiptir ve buradaki her oksijen dört zirkonyumla tetrahedral olarak koordine olur (Şekil 3).

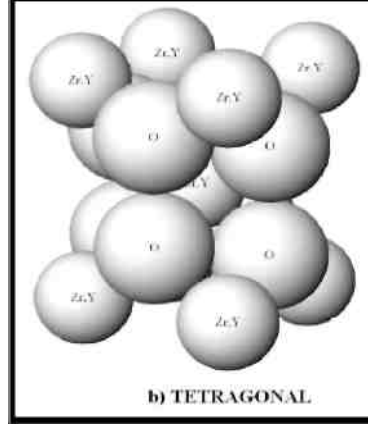
Kübik zirkonya; zirkonyum oksit formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği tetragonal yapıya oranla nispeten düşüktür. Termal şok rezistansı oldukça yüksektir. Zirkonyayı kolaylıkla sertleştirebilmek için magnezyum-oksit, kalsiyum-oksit veya yitrium benzeri stabilize edici maddeler ile karıştırmak gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur.

2.5.4.2. Tetragonal faz

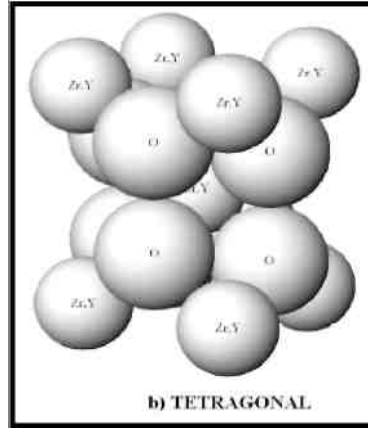
Bu faz, 1170 °C ile 2370 °C arasında kararlıdır. Tetragonal ZrO₂ basit olarak, distorse olmuş (bozulmuş) CaF₂ yapısı şeklinde tanımlanır (Şekil 4).

2.5.4.3. Monoklinik faz

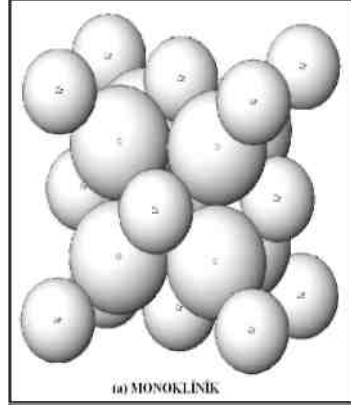
Bu faz, 1170 °C'nin altındaki bütün sıcaklıklarda kararlıdır. Zirkonya'nın monoklinik kristal yapısı Şekil 5'te gösterilmektedir.



Şekil 3. Kübik kristal yapının şematik görünümü.



Şekil 4. Tetragonal kristal yapının şematik görünümü.



Şekil 5. Monoklinik kristal yapının şematik görünümü..

2.5.5. Zirkonya'nın faz dönüşümleri

Zirkonyada meydana gelen faz dönüşümleri şu şekilde gösterilebilir;

Monoklinik 950°C \wedge **Tetragonal** 2370°C \Leftrightarrow **Kübik** 2680°C \Leftrightarrow **Sıvı**

2.5.5.1. Monoklinik - Tetragonal dönüşüm

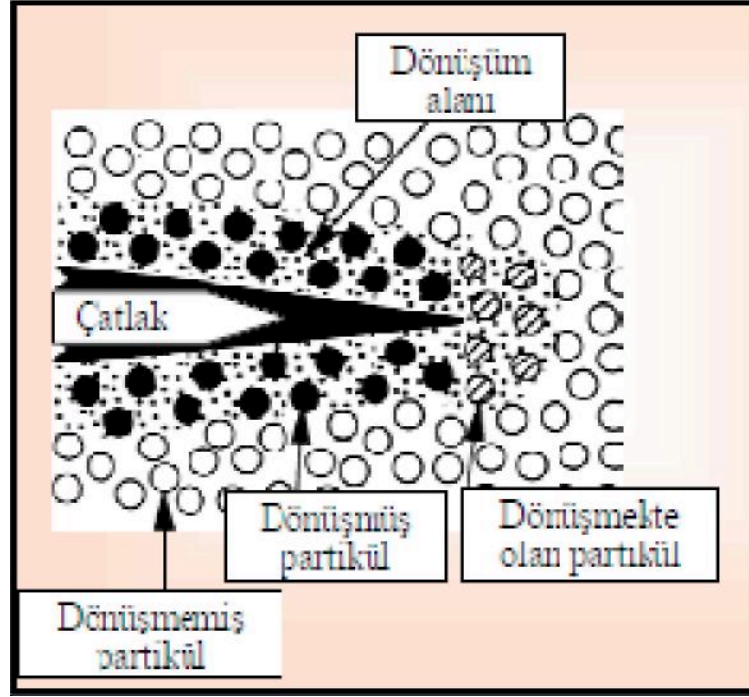
Bu dönüşüm ilk olarak, 1929 yılında Ruff ve Ebert tarafından keşfedilmiştir (133). Bu tarihten sonra bu önemli dönüşümü ve faz değişimiyle birlikte meydana gelen hacim değişikliğinin teorisini anlamak için yoğun bir şekilde çalışılmıştır.

Oda ısısında 1170 °C'a kadar monoklinik fazda stabil olan saf zirkonya sinterlendikten sonra soğurken, 1170 °C-970 °C (soğutma sırasında ~ 970°C'de ve ısıtırken ~1170°C' de) aralığında polimorfik faz değişimi geçirir (134).

Faz dönüşümü (t_m), geniş sıcaklık histeresizi (200°C civarında), sonlu hacim değişim miktarı (%4-5) ve soğutma sırasında saf zirkonyadan yapılan sinterlenmiş bölümün dağılmasına sebep olan çekme gerilmeleri (%14-15) .

2.5.5.2. Tetragonal - kübik dönüşüm

2370 °C civarlarında tetragonaldan kübik forma dönüşüm difüzyonsuz veya martensitik bir dönüşümdür. Bu formun kristal yapısı, CaF₂ ile eş yapısal olup, diğer bir çok oksitlere (HfO₂, ThO₂) benzerlik göstermektedir (115).



Şekil 6. Dönüşüm Sertleşmesinin Şematik Anlatımı (116).

Dönüşüm sertleşmesi zirkonya esaslı seramiklerde direnci sağlayan tek mekanizma değildir. Bundan başka mikroçatlak sertleşmesi, kontak koruyuculuğu ve çatlak yönünün değişmesi gibi faktörler de seramiğin sertliğine farklı derecelerde katkıda bulunurlar (10).

2.5.6. Zirkonyada dönüşüm toklaşması

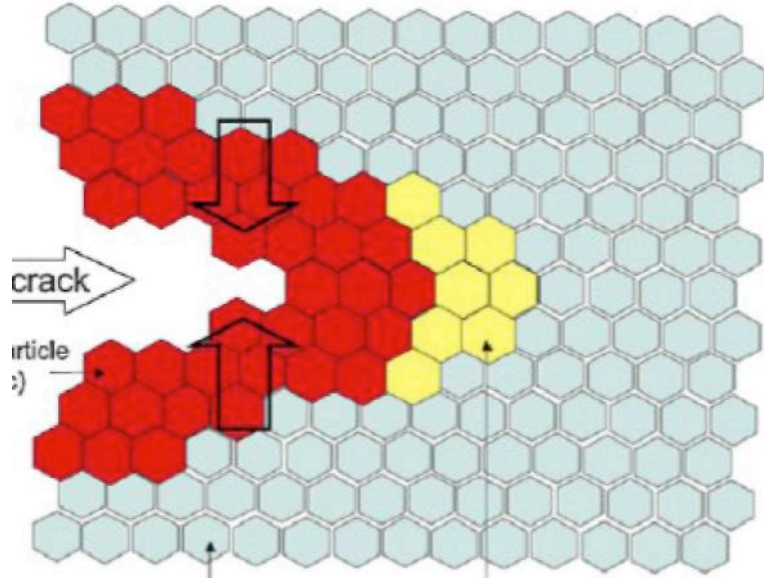
Dönüşüm toklaşması ile mekanik özelliklerin geliştirilmesi iki mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlar;

1-Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ 'dir.

Aradaki bu fark ısı işlemler sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır.

2-İç stres oluşumu: Yar stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulamaya başlar ve kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık % 3-5 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanlar ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini artırır. Bu stresler aşındırılmış yüzeyde olabileceği gibi bir çatlağın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilir.

CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi “stabilize” edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile Kısmen Stabilize Zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. Oda ısısında genelde kübik fazda olan bu seramik, çok az miktarda da monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltileri içerir. Kirk ilerlemesinde olduğu gibi, kübik matriks içinde dağılm gösteren kısmen stabil tetragonal çökeltiler, matriksin onlara uyguladığı baskı üzerlerinden kalktığında monoklinik faza dönüşürler. Bu durumda faz değişimine bağlı hacim artışı ortaya çıkar. Bu hacim artışı ile kırık başlangıcı sonucu ortaya çıkan stres alanı birbirine ters şekilde hareket eder. Böylece kırık büyümesi için gerekli enerji artar (11, 14, 15, 19, 106, 107). Bu durumda elde edilen Y-PSZ'nin sertliği artar. Bu olaya “faz değişimi (transformasyon) sertleşmesi” denir (13, 14, 15, 19, 20) (Şekil 7).



Şekil 7. Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında transformasyon sertleşmesi gözlenir. Bu kırık ilerlemesini önler

Araştırmacılar, Y_2O_3 miktarının ZrO_2 'in ağırlığının % 3-6'sı oranına vardığında oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) denilmektedir. Bunun kırılma kuvveti ve sertliği alumina seramiklerden çok daha fazladır. Y-TZP seramiklerin bükülme kuvveti 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m² dir. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 200MPa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin Young's modülüsüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak sıkça kullanılmasına neden olmuştur (Şekil 7) (10, 15, 107).

| Özellik | Y-TZP | Mg-PSZ | ALUMİNA |
|------------------------|---|---------------------------------------|--|
| Kimyasal kompozisyon | ZrO ₂ + 3mol % Y ₂ O ₃ | ZrO ₂ + 8mol % MgO | 99.9 %Al ₂ O ₃ + MgO |
| Yoğunluk | >6 g /cm ³ | 5.74-6 g /cm ³ | ≥3.97 g /cm ³ |
| Porözite | <0.1 % | - | <0.1 % |
| Bükülme direnci | 900- 1200 MPa | 450-700 MPa | >500 MPa |
| Baskı dayanımı | 2000 MPa | 2000 MPa | 4100 MPa |
| Young modulus | 210 GPa | 200 GPa | 380 GPa |
| Kırılma dayanımı | 7-10 MPa m ^{1/2} | 7-15 MPa m ^{1/2} | 4 MPa m ^{1/2} |
| Isı genleşme katsayısı | 11x10 ⁻⁶ K ⁻¹ | 7-10x10 ⁻⁶ K ⁻¹ | 8x10 ⁻⁶ K ⁻¹ |
| Termal iletkenlik | 2 W m K ⁻¹ | 2 K ⁻¹ | 30 K ⁻¹ |
| Sertlik | 1200 HV | 1200 HV | 2200 HV |

Tablo 5. Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri (14).

2.5.7. Zirkonya'nın kararlı hale getirilmesi

Saf ZrO₂'de 1170 °C'de meydana gelen monoklinik - tetragonal dönüşüm seramikte hacim değişmesine sebep olmaktadır. Soğuma sırasında tetragonal yapıdan monoklinik yapıya geçiş sonucu meydana gelen % 3-5 oranındaki hacim büyümesi, seramik içinde iç gerilmelere ve çatlamalara neden olmaktadır. Bu özellik ZrO₂'nin saf olarak kullanımını engellemektedir. Zirkonyum dioksitin ticari olarak üretilebilmesi için kararlı hale getirilmesi gerekmektedir. Dengelemede, düşük sıcaklıklarda c- ZrO₂ fazı kararlı hale getirilir. Kararlaştırıcı olarak ilave edilen oksitler (MgO, CaO, Y₂O₃) t- ZrO₂ çökeltilerinin mevcut olduğu c- ZrO₂ yapısını kararlı yapılar ve kararlaştırıcı

oksitlerin ilavesiyle tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün neden olduğu hacim artışı önemli oranda azaltılır (14).

ZrO₂'nin kararlı hale getirilmesinde sadece nadir toprak ve toprak alkali elementlerin oksitleri kullanılabilir. Çünkü ilave oksitlerin ZrO₂ ile katı çözeltiler oluşturması ve uygun bir atomik yarıçap değerine sahip olması gerekir ve bütün nadir toprak elementlerinin oksitleri ZrO₂ ile katı çözeltiler oluştururlar. Zr⁴⁺ iyonu ile 8'li bir koordinasyona sahip olan, iyonik yarıçapları Zr⁴⁺ iyonunkinden % 40 kadar küçük veya büyük olan iyonlar, ZrO₂'yi stabilize etmektedir. ZrO₂ 'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları Tablo 6'da gösterilmiştir (117).

Tablo 6. ZrO₂'ya yapılan bazı ilavelerin katyon iyon yarıçapları (117).

| Element | İyonik Yarıçap (nm) | Zr ⁴⁺ 'e göre farklılık (%) |
|------------------|---------------------|--|
| Zr ⁴⁺ | 0,084 | - |
| Hf ⁴⁺ | 0,083 | -1 |
| Ce ⁴⁺ | 0,097 | +15 |
| Y ³⁺ | 0,1019 | +21 |
| Sc ³⁺ | 0,087 | +3,6 |
| Yb ³⁺ | 0,1125 | +36 |
| Ca ²⁺ | 0,112 | +33 |
| Mg ²⁺ | 0,089 | +6 |
| Si ²⁺ | 0,126 | +50 |
| Ba ²⁺ | 0,142 | +69 |

Tablodan, ZrO₂ 'da mevcut HfO₂'in niçin malzeme özelliklerini değiştirmediği kolaylıkla görülebilir. Sr²⁺ gibi iyonik yarıçapı Zr⁴⁺ iyonun yarıçap değerinden % 40' dan fazla olan malzemeler, Zr⁴⁺ ile katı çözeltiler oluşturmazlar ve mikro yapıda tane sınırları olarak bulunurlar. Nadir toprak elementlerinin oksitleri, kararlı hale getirmek için

ZrO₂'ya büyük miktarlarda katıldıkları için ekonomik açıdan pek tercih edilmezler. C-ZrO₂ fazını kararlı hale getirmek için kullanılan alaşım oksitleri, ZrO₂'daki faz dönüşüm sıcaklıklarında düşürücü etki yapar.

2.5.7.1. Tam stabilize zirkonya (TSZ)

Ön alaşımlı tozların veya toz karışımların homojen kübik bölgesinde sinterlenme süresince homojenleştirilip soğutulmasıyla üretilir. Ayrıca TSZ tipi malzemeler, ZrO₂'ya toprak alkali element oksitlerin ilavesiyle de üretilir ve mikroyapısı iri kübik- ZrO₂'dan meydana gelir. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz alanında olduğu için oldukça yüksektir. 1600-1800 °C'deki yüksek sıcaklıklarda 10-150 µm arasında iri taneler oluşur. TSZ seramikler darbelere karşı çok hassastırlar. Dayanıklılığı ve ısı değişim dayanımı zayıftır.

2.5.7.2. Kısmen stabilize zirkonya (KSZ)

Kübik yapıdaki zirkonyanın mekanik özellikleri zayıftır. Tetragonal zirkonyadan monoklinik zirkonyaya dönüşüm ise 850-1000 °C gibi daha düşük sıcaklıklarda gerçekleşir ve bu dönüşüm su verilmiş çeliklerde görülen martensitik dönüşüm karakterisliğine sahiptir. Zirkonyada yer alan martensitik dönüşümün önemi ve mekanik özelliklerin geliştirilmesi nedeniyle, tamamen kararlı kübik yapı yerine, içerisinde çökelti halinde monoklinik veya tetragonal faz içeren kısmen stabilize edilmiş zirkonya (KSZ) tercih edilmektedir. Kübik yapıda tetragonal zirkonya bulunması mekanik özelliklerde önemli ölçüde gelişme sağlamaktadır. Mekanik özelliklerin geliştirilmesine yönelik araştırmalar sonucu mikroyapıyı kontrol ederek günümüzde kırılma mukavemeti 1000 MPa'nın üzerine çıkmış ve tokluk 16 MPa m^{1/2}'ye ulaşmıştır. Ancak hedeflenen değerler, kırılma mukavemeti için 2500 MPa ve tokluk için 20 MPa m^{1/2}'dir (104). KSZ mikroyapıları özel bir sinterlenme programı gerektirmektedir. Başlangıçta, seramik homojen kübik bölgesinde yüksek bir sıcaklıkta (>1700 °C) sinterlenir ve daha sonra hızlı bir şekilde soğutulur. Kübik-tetragonal ikili faz bölgesinde kontrollü bir yaşlandırma ısı işlemine tabi tutulur.

KSZ'da kararlaştırıcı olarak MgO, CaO ve Y₂O₃ kullanılır. Stabilleştirici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarının düşmesine neden

olurlar. KSZ'nın üretilmesi için; stabilleştirici oksit, tamamen stabilizasyon için gerek duyulan miktardan daha az bir konsantrasyona sahip olması ve uygun bir sıcaklık ve zaman şartında kübik-ZrO₂'nin yaşlandırma ısı işlemine tabi tutulmasının gerektirmektir. Genellikle %10'luk MgO ile sabitlenir. (15, 16, 66, 119).

Kısmen kararlı hale getirilmiş ZrO₂ seramiğinde dayanıklılık, ısı değişim, korozyon ve aşınma dirençleri yüksek, buna karşılık ısı genleşme ve ısı iletkenlik özelliği düşüktür. Elektrik iletkenliği ise zayıftır. Tri grenli yapısı sayesinde sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (15, 16, 66, 119).

Stabilleştirici oksitler, monoklinik-tetragonal ve tetragonal-kübik geçiş sıcaklıklarını düşürmekle birlikte iki fazlı bir malzemenin lineer termal genleşme katsayısının da azalmasına neden olurlar. Bu durum, kübik (stabilize) ve monoklinik (saf) zirkonya'dan daha iyi bir termal şok direncine sahip olmasına neden olur (15, 16, 65, 120).

2.5.7.3. Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP)

Zirkonya TZP: Polikristal yapıda tetragonal zirkonya olarak isimlendirilmiştir. Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline % 3.5-6 oranında yitrium partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (136). Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısal durumudur. Ancak 200°C' ile 500°C' de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda tetragonal yapı, bire bir azalarak boyutsal değişimlere sebebiyet vermektedir (14, 67, 132).

Tetragonal-ZrO₂ tanelerinden meydana gelen mikroyapı, TSZ ve KSZ'ya göre daha düşük sıcaklıklarda sinterlenir. TZP esaslı malzemelerde mikroyapı, ince boyutlu tetragonal tanelerden meydana gelir. Kompozisyon, difüzyon oranının yavaş olmasından dolayı değişmez ve tetragonal faz oda sıcaklığına kadar yarı kararlı bir

şekilde kalır. Bu durum TZP'ye yüksek tokluk ve kırılmalara karşı malzemeye direnç sağlar. Tablo 5'te TZP'nin özellikleri verilmiştir. Bu tip malzemelerin üretiminde stabilleştirici olarak genellikle Y_2O_3 kullanılır.

TZP, Mg-KSZ'ye göre iki önemli avantaja sahiptir. Bunlardan biri sinterleme sıcaklığının çok düşük olması (1400-1500 °C gibi) ve dolayısıyla çok ince taneli ve yüksek mukavemetli seramiklerin üretiminin mümkün olması ve ikinci olarak da ötektoid sıcaklığının (Y_2O_3 -TZP; 500 °C) çok düşük olmasıdır (14, 15, 65, 118).

2.5.8. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın üretilme teknolojisi, seramik blokların şekillendirilip, sinterlenmesi safhalarını içermektedir. Bu aşamalarda yapılan işlemler malzemenin dayanıklılığını yakından etkiler. Aşındırma ve kumlama işlemleri t-m faz değişimini tetikler. Bu da % 3-5 oranında hacim artışına neden olur. Bu durumda açığa çıkan iç stresler kırığın ilerlemesini engeller. Bu da zirkonya bazlı seramiklerin bükülme kuvvetlerini artırır (137). Bu nedenle Y-TZP ve diğer zirkonya seramikler geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Kuvvetle sertlik arasında lineer bir ilişki vardır.

Kırılma dayanımı (**KIC**)

Kırılma stresi = -----

(**8f**) Geometrik sabit sayısı **X** Kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyu

(**<D**)

(**Ccr**)

Ccr (kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyutu) değeri materyalin üretimi sırasında, üretim esnasında gözlenen kırık sayısına göre hesaplanır. Böylece,

zirkonyanın kritik defekt boyutu küçük tutulabilirse yüksek bükülme kuvveti elde edilecektir. Bu da seramiğin üretim aşamasının en iyi hale getirilmesini gerektirmektedir. Böylece zirkonya gibi güçlendirilmiş seramiklerin ortalama bükülme kuvvetleri de artar (128).

Son yıllarda, CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş zirkonyum oksit seramiklerin mekanik özelliklerini alümina ve diğer estetik seramiklerle karşılaştıran çok sayıda araştırma yapılmıştır (48, 76, 144, 145, 148).

Chong ve arkadaşları (76), In-Ceram Alümina (ICA) ve In-Ceram Zirconia (ICZ) alt yapı materyallerinin bükülme dayanıklılıklarını, üç nokta bükülme testi uygulayarak ölçmüşlerdir. Test örneklerinin bir kısmı alt yapı üzerine seramik ile kaplanmıştır. Her iki şekilde de ICZ, ICA'a göre oldukça yüksek dayanıklılık göstermiştir.

Guazzato ve arkadaşları (47), ICA ve ICZ seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Biaksiyal bükülme dayanımını ölçmüşler, sonuçta istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamışlardır. Vickers mikrosertlik deneyi sonucunda ICZ'nin sertliğinin önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Fisher, Weber ve Marx (148), yaptıkları çalışmada IPS Empress, IPS Empress 2, ICA ve ZrO₂ posterior köprülerin uzun dönemli güvenilirliklerini sonlu elemanlar analizi kullanarak ölçmüşler ve zirkonyum seramik materyalinin diğerlerine göre üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Tinchert ve arkadaşları (130), ICA, ICZ, DC-Zircon ve IPS Empress alt yapı seramiklerinden yaptıkları üç üyeli köprülerin kırılma dirençlerini aksiyel yükleme testi kullanarak ölçmüşlerdir. IPS Empress dışındaki köprülerin yapımında, CAD/CAM sistemlerini kullanmışlardır. Araştırma sonucunda, DC-Zirkondan yapılmış köprülerin en yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

2.5.9. Zirkonyanın Kimyasal Stabilitesi

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin sahip olmaları gereken önemli bir özellik de ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır.

Ardlin (123), iki farklı renkte hazırladığı Y TZ-P seramik örnekleri, 80 °C' de % 4'lük asetik asit solüsyonunda 168 saat (7 gün) bekletmiş ve kimyasal stabilitesini incelemiştir. Araştırma sonucunda örneklerden elde edilen çözünürlük değerlerinin önerilen sınırların altında olduğu bildirilmiştir.

Kosmac ve arkadaşları (129), Y TZ-P seramikleri % 4'lük asetik asit ve pH 9,5 olan amonyum solüsyonunda 16 saat bekletmişler ve materyalin alkalın ortamda asidik ortama göre daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir.

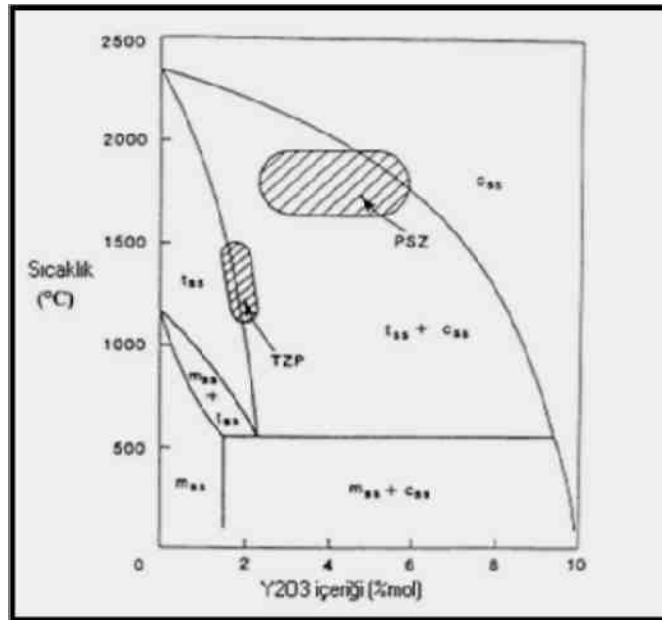
2.5.10. Y-TZP nin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- 1.Stabilize edici oksidin miktarı
- 2.Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- 3.Sıcaklık
- 4.Nem
- 5.Zaman
- 6.Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı
- 7.Materyale uygulanan işlemler: Aşındırma – Kumlama – Fırınlama

2.5.10.1. Stabilizatör Oksitin Miktar

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO_2 'in mekanik özelliklerini arttırmak için malzemeye eklenen MgO , CaO , Y_2O_3 gibi çözünebilir oksitlerin miktar mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Bunların ZrO_2 içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır (14).

Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiği gösterilmiştir. Yitriyum oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir. Y_2O_3 oranının artırılması, tetragonal fazın oranının azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının artırılması sinterlenme ısısını düşürür. Sinterlenmenin düşük ısıda olması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (123).



Şekil 8 . Zirkonya-yitriyum faz diagramının zirkonya bölümü. Piyasadaki PSZ ve TZP içerikleri ile işlem gördükleri ısı dereceleri çizgili alanlarda görülmektedir (124).

2.5.10.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma sertliği için materyalin gren boyutunun $0.3 \mu\text{m}$ kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin fazlaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 katılması, gren boyutunun $1 \mu\text{m}$ 'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (127, 153).

Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y_2O_3 ve $0.3 \mu\text{m}$ gren boyutu idealdir (154). Eğer çok küçük gren kullanılırsa faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmez (transformation toughening) (Şekil 8).

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı ise poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zarar görmektedir. Porozite miktarı yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir (93, 106, 110, 153). Daha yoğun olan yani daha az miktarda poroziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir. Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyişi malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir (155, 156).

2.5.10.3. Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir (15, 157, 158, 159) Bu faz değişiminin ortaya çıkması için $200-300^\circ\text{C}$ ' lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir (160). Malzemenin $100-400^\circ\text{C}$ sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation (LTD) (düşük ısıda bozunma) denir. Ortamda nemin de

var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır (127, 161). Ayrıca yüzey ve sıcaklık işlemlerinin dental Y-TZP seramiklerinin eğme dayanımına negatif bir etkisi vardır (3, 9, 15, 157, 159).

2.5.10.4. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla beraber, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (124, 157, 162). Düşük ısıda bozunma olayında nemin etkisi birçok araştırmacı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO₂ tarafından Zr(OH)₄ oluşturmak üzere absorbe edildiği ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan t-m faz değişimine yol açtığı belirtilmiştir (127, 133).

2.5.10.5. Zaman

Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar, bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlak ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur.

TZP malzemelerde görülen yaşlanmanın temel özellikleri şöyle sıralanabilir; Kritik sıcaklık aralığı 200 - 300 °C'dir. Yaşlanmanın etkileri mukavemet, tokluk ve yoğunlukta azalma, monoklinik faz içeriğinde ise görülen artıştır. Mekanik özelliklerin bozulması, t-m dönüşümünden kaynaklanır ve bunun sonucu olarak mikro ve makro çatlaklar gelişir. Faz dönüşümü yüzeyde başlar ve kitlesel olarak malzemenin içine doğru ilerler (141, 160, 161, 163). Tane boyutundaki azalma ve/veya stabilize oksit miktarındaki artış dönüşüm hızını azaltır. Su yada buhar ortamında t - m dönüşümü hızlanır. TZP malzemelerde görülen kendiliğinden oluşan t - m faz dönüşümü

zirkonyum hidroksit yada yitriyum hidroksit oluşumundan kaynaklanmaktadır (14, 164, 165, 166, 167).

2.5.10.6. Materyale uygulanan işlemler

2.5.10.6.1. Aşındırma İşlemleri

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını artırma amacıyla uygulanan kumlama işlemleridir (93, 129). Aşındırmanın oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon ve rezidüel streştir (93).

Aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi vardır (93, 138).

a) Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası oluşumu:

Yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır (140, 164). Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır (169).

Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir (93, 128, 169).

b) Yüzey çatlakları oluşumu:

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak

dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir (14, 147, 170). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur (128).

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (128). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (143).

Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (172).

Aşındırma işleminin yönü (169, 172), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (173, 174), aşındırma hızı (170), ve kesme derinliği (175) materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

Luthardt ve arkadaşlar (138), YTZ-P seramik örneklerin iç yüzeylerini farklı dönme hızı ve kesme derinliklerinde aşındırılmış; bükülme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve kirlenme sertliklerini karşılaştırmışlardır. İç yüzey aşındırmasının dayanıklılığı önemli ölçüde azaltığını ve CAD/CAM sistemlerinin YTZ-P seramiklerin yapımı için geliştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Luthardt ve arkadaşlar (94), YTZ-P seramik örneklerine, kronların iç yüzüne uygulanan aşındırma işlemini taklit edecek şekilde aşındırma uygulamışlar ve bu yüzeyleri SEM analizi yaparak incelemişlerdir. Sonuçta, oluşan çatlakların sayısının kesme derinliği, aletin dönme hızı gibi aşındırma ile ilgili olmadığını, kullanılan elmas aletin grenlerinin sayısı ve şeklinin önemli olduğunu bildirmişlerdir. Kosmac ve arkadaşlar (128), aşındırma ve kumlama işlemlerinin % 3

mol yitrium içeren YTZ-P örneklerin biaksial bükülme dayanımına etkisini incelemişler, aşındırma ve kumlamanın bükülme dayanımını azalttığını ancak aşındırılmış seramiğin kumlanmasının yüzey sıkıştırıcı stresler ortaya çıkararak materyali güçlendirdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca çok ince grenli elmas frezler de bitirme işlemleri için tavsiye edilmektedir.

2.5.10.6.2. Kumlama

Kumlama, aşındırmaya kıyasla daha hassas bir yüzey işlemidir. Kumlamanın materyal üzerine olan etkilerine ilişkin iki farklı görüş mevcuttur. Kimi araştırmacılar kumlama işlemi sonrasında materyalin bükülme dayanımının arttığını belirtselede, birçok araştırmacı bu durumun aksini savunmaktadır.

Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, ısı artışı ve yüzeyde oluşan stres yüksek boyutlara ulaşmamaktadır Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde ince bir sıkıştırıcı tabaka oluşmuştur. Yüzeydeki sıkıştırıcı stres tabakasının kalınlığı az olmasına rağmen, kumlama işleminin meydana getirdiği yüzey çatlakları bu tabakayı geçmediği için kumlama materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (162). Kumlamanın sebep olduğu yüzey defektleri eroziv aşınma ve yatay yönde yüzey çatlaklarıdır. Kumlama aşındırma işleminden sonra çatlakların boyutlarını küçültmek amacıyla da uygulanabilmektedir (128, 163, 172).

Günümüzde ise birçok araştırmacı kumlamanın bükülme dayanımını olumsuz yönde etkilediğini savunmaktadır (163, 164, 165). Kumlama işlemi sonrasında yüzeyden kalkan materyal miktarının çok fazla olduğunu belirtmişlerdir (163). Y-TZP materyalinin kumlanması sonucu Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye temas ettiği yerde radikal kırıklar oluştuğunu ve materyalin dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir (164).

2.5.10.6.3. Fırınlama

Seramiklerin fırınlanması için uygulanan yüksek sıcaklıklar, genellikle çatlak başlangıçlarında stres yoğunluğunu azaltarak çatlakların büyümesini engellemektedir. Ancak zirkonya esaslı seramiklerde, ısı artışı tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü ters yönde başlatarak yüzey sıkıştırıcı tabakayı zayıflatarak dayanıklılığı azaltabilmektedir (15, 159, 170). Bununla beraber, Y-TZP seramiklerde sıcaklık değişimleri, materyalin tanecik boyutu, taneciklerin dizilimini ve kitle içindeki porözitenin dağılımını değiştirdiği için yüzey çatlaklarının ilerlemesini sağlayabilmektedir (25, 146).

Zirkonya alt yapıların oldukça opak olmaları sebebiyle, uygun translüsentliğe sahip estetik restorasyonlar elde etmek için feldspatik seramiklerle kaplanarak kullanılmaktadırlar. Kaplama işlemi için, seramik 750 – 900 °C sıcaklıklarda fırınlanmakta ve daha sonra restorasyon soğutulmaktadır. Bu işlem, restorasyon tamamlanana kadar genellikle 2 – 5 defa tekrarlanmaktadır. Ancak bu ısı işlemlerinin alt yapı seramikleri üzerindeki etkisi tamamen bilinmemektedir (175). Bu konudaki çalışmalarda, alt yapı materyallerine uygulanan ısı işlemlerinin, kendi sinterizasyon sıcaklıklarının altında olsa da çeşitli etkiler oluşturduğu bildirilmiştir (9, 21, 22, 158).

Zirkonya kor seramiği hazırlanırken yapılan yüzey işlemlerine bağlı materyalde oluşan hasarların ısı uygulanmasından sonra belirginleştiği (177), örnek içindeki porozite ve yapısal düzensizliklerin ısı ile artarak mevcut çatlakların ilerlemesine sebep olabileceği (25), ve zirkonyanın faz transformasyon kapasitesinin ısı uygulaması ile bozulup, azalabileceği önerilmiştir (178).

2.5.11. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları

1. Ortodontik braketlerde,
2. Mil ve çekirdek malzemesi olarak,
3. İmplantlarda,

4. İmplant dayanaklarında,

5. Kuron ve köprülerde altyapı malzemesi olarak kullanılır (85, 133, 134).

2.5.12. Metaryallerin Mekanik Özellikleri

2.5.12. 1 Gerilim (Stress)

Gerilim bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında dış kuvvetlere karşı cismin içinde meydana gelen eşit şiddetteki fakat zıt yöndeki kuvvettir (181, 182, 184, 195). Dışarıdan uygulanan yük ile cisim ya hareket eder ya da deformasyona uğrar. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/m^2 , kN/m^2 , $MN/m^2=MPa$) (181, 194, 195).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

1. Çekme gerilimi: Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yük ile meydana gelecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
2. Gerilimi: Cismi sıkıştıracak veya kısaltacak yöndeki yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
3. Makaslama gerilimi: Cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir (181).

2.5.12. 2. Birim Şekil Değişimi

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa plastiktir (181, 183, 184).

2.5.12. 3. Elastik Modül

Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Young's Modulus olarak da tanımlanır (182). Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir (185). Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir (182). Gerilim-şekil değişimi eğrisinin doğrusal bölümündeki gerilimin şekil değişimine oranıdır. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasından elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon görülür (181, 183, 184).

2.5.12.4. Oransal Limit

Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir (22, 167, 168).

2.5.12.5. Elastik Limit

Maddenin kalıcı deformasyon göstermeden, dayanabildiği maksimum stres miktarıdır (22, 166, 167, 168).

2.5.12.6. Akma Noktası Dayanımı

Akma noktası dayanıklılığı gerilim-şekil değişikliği eğrisinde, plastik deformasyonun başladığı, gerilimdeki artıştan daha fazla oranda şekil değişiminin hızlı bir şekilde arttığını gösteren noktadır. Bu noktadan sonra deformasyon tümüyle plastiktir (166, 167, 168).

2.5.12.7. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Bir materyale gerilim kuvveti uygulandığında materyalin uzunluğu artar. Buna aksiyal gerilme denir. Bunun yanında kalınlığı azalır, bunada lateral gerilme denir. Poisson oranı; bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyal gerilmeye oranıdır (184). Her bir materyalin kendine özgü Poisson oranı vardır. Seramikler için ortalama 0,25 değerinde kabul edilir (186, 187).

2.5.12.8. Kırılma Dayanımı (Fracture Strength)

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, basma dayanımı, makaslama dayanımı olarak isimlendirilir (181, 183, 184, 188).

2.5.12.9. Kırılma Sertliği (Fracture Toughness)

Kırılma sertliği bir materyalin çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir (189) Var olan çatlağın büyüklüğünden, örneğin şeklinden ve yüzeydeki stres konsantrasyonundan bağımsızdır (189).

2.5.12.10. Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transverse Strength)

Bir kiriş in iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği mukavemettir (182).

2.5.12.11. Darbe Dayanımı (Impact Strength)

Ani bir darbe karşısında maddenin kırılmaya karşı gösterdiği mukavemettir (184, 185, 186, 190). Maddeler aşamalı şekilde artan kuvvetlere oranla, eşit fakat ani kuvvetler karşısında daha kırılabilir olabilir (168, 169, 174).

2.5.12.12. Esneklik

Esneklik, bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan absorbe edebileceği en yüksek enerjidir (181, 183, 184).

2.5.12.13. Sağlamlık

Sağlamlık bir materyalde kırık oluşumu için gerekli enerji miktarıdır. Gerilim - birim şekil değişimi eğrisi altında kalan alanın genişliği materyalin sağlamlığının belirler (181, 183, 184).

2.5.12.14. Sertlik (Hardness)

Materyalin deformasyona ve kırılmaya karşı direnci olarak tanımlanır (190). Geleneksel olarak Vickers ya da Knoop yöntemiyle ölçülmektedir. Ayrıca Barco, Brinell, Wallace, Rockwell ve Martens yöntemleri de mevcuttur (191).

2.5.12.15. Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength)

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve sıklık darbelere karşı gösterdiği direnç yorgunluk dayanımı olarak tanımlanır. Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması ile materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırığa neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir. Tekrarlanan yük altında adım adım ilerleyen kırıktır (181, 183, 184).

2.5.12.16. Dayanım (Strength)

Dayanım kırılma materyallerin performansını etkileyen önemli bir özelliktir. Bir materyalde plastik deformasyon yada kırık oluşturmak için gereken stres miktarıdır. Dayanım değeri materyalin yüzeyindeki çatlakların, defektlerin ve suyun varlığından etkilenir (192).

2.6. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Belirlenmesinde Uygulanan Mekanik Testler

Kayıp diş dokusunun yerini alan restorasyonun ömrünü uzatabilmek için, materyalin sınırlarının çok iyi anlaşılması gerekir (48).

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (48, 178). Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (48). Bu sebeple

dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır (196). Kırılgan bir materyalin dayanıklılığının ölçülmesi sonucu elde edilen değerler ancak materyalin mikro yapısı, üretim şekli, test yöntemi, testin yapıldığı ortam ve kırılma mekanizması biliniyorsa yorumlanabilmektedir.

2.6.1. Dayanıklılığı etkileyen faktörler

2.6.1. 1. Materyalin yüzey çatlaklarının tipi, boyutu ve dağılımı

Bir seramik restorasyondaki defektler materyalin içyapısından da kaynaklanabilmektedir ancak çoğunlukla protezin yapım aşamasında (laboratuvari işlemleri ve hekimin klinik uygulamaları) meydana gelmektedir (196). Kitlenin içindeki defektler çevresindeki materyal tarafından korunabilirken, yüzey defektleri streslerin toplandığı bölgeler olarak rol oynamaktadır. Seramik kitlesini freze yöntemi ile şekillendirme, aşındırma ve kumlama işlemleri, materyalin dayanıklılık değerlerini etkileyen dış yüzey çatlaklarını oluşturmaktadır. Yüzey çatlaklarının boyutu, sayısı ve dağılımı materyalin dayanıklılık değerlerini belirlemektedir. Derin ve keskin defektlerin etrafında stres birikimi fazla olmakta ve buralarda kırığa sebep olan çatlaklar ilerlemektedir (197). Test örneklerine uygulanan aşındırma işleminde, aşındırmanın yönü de kırılmada etkili geniş çatlakların gerilim eksenine göre yönünü belirleyerek dayanıklılık değerini etkilemektedir. Yüzey pürüzlülüğü yine dayanıklılığı etkileyen faktörlerdendir (180). Diğer yandan bazı çalışmalarda, yüzey işlemlerinin, bazı seramiklerde dayanıklılığı artırıcı bir yüzey tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (195).

2.6.1. 2. Test ortamı

Çevresel etkilere karşı hassas olan seramiklerin dayanıklılığı, ortamda su varlığında zamanla azalmaktadır. Su, kimyasal etkisi ile büyümeyen bir çatlağın yavaş ilerlemesine sebep olmaktadır. Böyle bir reaktif ortamda bulunan seramiğin dayanıklılık değeri zamana bağlı olarak değişmektedir (195, 196).

2.6.1.3. Test metodu

Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin test edilmesinde gerilim dayanımının ölçülmesi anlamlıdır. Çünkü seramikler yapıda meydana gelen bir çatlakın etrafındaki gerilim stresleri karşısında deforme olmaktadır. Bu sebeple gerilim stresleri dental restorasyonların başarısızlık riskini değerlendirmek için basma streslerinden daha anlamlıdır. Gerilim altında baskıya göre daha zayıftırlar (47). Test örneğinin kırılmasına sebep olan en yüksek stres değeri, farklı test metotlarında önemli farklılıklar göstermektedir. Bunun sebebi, örneğin gerilim stresleri altındaki etkin alanı veya hacminin farklı olmasıdır. Bu nedenle test metodu dikkate alınmalıdır (198, 199). Seramiklerin bükülme dayanıklılıklarını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır (198, 199).

1. Tek eksenli bükülme testleri

- a. 3 nokta bükülme
- b. 4 nokta bükülme

2. İki eksenli bükülme testleri

- a. Ring on ring – halka üzerinde halka
- b. Ball on ring – halka üzerinde top
- c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığının ölçülmesi için uygulanan bu testlerden, 3 nokta ve 4 nokta bükülme testleri, ASTM'nin C 1161-94 numaralı standardında (200) anlatılmıştır. ISO 6872 standardı (201) ise alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır.

2.6.2. Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (49). Tek eksenli bükülme testleri örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (30, 202). Bununla beraber, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (170).

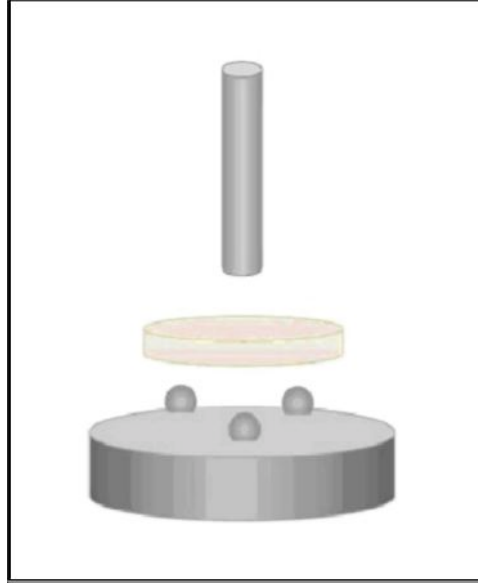
2.6.3. İki Eksenli Bükülme Testleri

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek, bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alttan desteklenmektedir. Alttaki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır (201).

ISO 6872 standardı iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir (201).

2.6.3.1. Üç Top Üzerinde Piston Bükülme Testi

Test düzeneğinde, $3,2 \pm 0,5$ mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açıyla konumlandırılarak yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır (202). Disk şeklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında hazırlanmaktadır.



Şekil 9. İki eksenli bükülme testinin şematik resmi (203).

Üç top üzerinde piston testinin avantajlar (18, 200, 203, 204, 205) :

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarna yakın pozisyonundadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmalar tolere ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.
2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir.
3. Yükleme merkezden uygulanır.
4. Uygulanan kuvvet saf bükülmeye yakındır.

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları (205, 206) :

Yükleme yapan pistonun altında, kuvvet eşit şekilde dağılmaz ve bu kuvvet dağılımının modellenmesi zordur. Daha iyi bir kuvvet dağılımını sağlamak için piston ile örnek arasına bir tabaka yumuşak materyal yerleştirilmesi faydalı olabilmektedir.

Chai ve arkadaşları (207) ile Zeng ve arkadaşları (198) yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükme kuvveti testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.6.4. Yüzey Pürüzlülüğü

Seramik restorasyonların CAD/CAM yöntemiyle üretiminin temeli makinenin seramik blokları aşındırmasıdır. Aşındırma, yüzeyi yeniden şekillendirmekte ve yüzey çatlakları oluşturmaktadır. Hazırlanan restorasyonun yüzey pürüzlülüğü uygulanan yüzey ve bitim işlemleri tarafından belirlenmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış stres konsantrasyonuna sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır (149).

Seramik yüzeylerinde profilometrik ölçümler, yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir (172). Bu teknikler yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin dayanıklılığının ölçülmesinde yeterli değildir (158). Yüzey analizi yanında alt yüzey analizi için bükülme dayanıklılığı testi, fraktrografi ve hasara yol açmayan diğer analiz yöntemleri gereklidir (174). Materyaller arasındaki yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında, yapısal farklılıklarına rağmen yüzey pürüzlülüğü aynı gren boyutuna sahip frez kullanıldığında hemen hemen aynı bulunmuştur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Kalınlık farklılıklarının zirkonya esaslı alt yapı materyalinin bükülme dayanımına olan etkisini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, 3 farklı sisteme ait zirkonya esaslı alt yapı materyalleri kullanıldı (Tablo 7). Çalışmamız için ZirkonZahn (Steger, Ahrntal, Italy), Ceramill (AmannGirrbach, Koblach, Austria) ve Noritake(Kuraray, Aichi, Japan) sistemlerinden, 70'er tane olmak üzere toplam 210 adet zirkonya esaslı alt yapı örnekleri hazırlandı. Her grup, örnek sayısı 10 olan, 7 alt guruba ayrıldı (Tablo 8). Yüzey işlemleri firmaların önerdiği talimatlara göre gerçekleştirildi.

| MALZEMELER | | ÜRETİCİ FİRMA |
|------------|------------|---------------------------------|
| ÖRNEKLER | ZİRKONZAHN | Steger, Ahrntal, Italy |
| | CERAMİLL | AmannGirrbach, Koblach, Austria |
| | NORİTAKE | Kuraray, Aichi, Japan |

Tablo 7. Çalışmamızda kullanılan malzemeler

| ALT YAPI SİSTEMLERİ | ZİRKONZANN | CERAMİLL | NORİTAKE |
|----------------------------|------------|----------|----------|
| 0,8 mm. Kalınlık değerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,7 mm. Kalınlık değerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,6 mm. Kalınlık değerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,5 mm. Kalınlık deerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,4 mm. Kalınlık de4erleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,3 mm. Kalınlık değerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |
| 0,2mm. Kalınlık değerleri | 10 adet | 10 adet | 10 adet |

Tablo 8. Deney gruplarının oluşturulması.

3.1.1. Zirkonzahn Grubu

1.Grup: 10 tane alt yapı, 0,8mm. kalınlığında hazırlandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı, 0,7 mm. kalınlığında hazırlandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, 0,6 mm. kalınlığında hazırlandı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, 0,5 mm. kalınlığında hazırlandı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, 0,4 mm. kalınlığında hazırlandı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, 0,3 mm. kalınlığında hazırlandı.

7.Grup: 10 tane alt yapı, 0,2 mm. kalınlığında hazırlandı.

| | Cad-cam Sistemi | Sinterizasyon Süresi | Kalınlık ölçümü | Zımparalama | Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü | Kalınlık Ölçümü |
|--------|---|----------------------|-----------------|---|--------------------------|-----------------|
| 1.GRUP | Zirkonzahn bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1500 °C 8 saat | 0,823mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,803mm |
| 2.GRUP | Zirkonzahn bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1500 °C 8 saat | 0,710mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,701mm |
| 3.GRUP | Zirkonzahn bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1500 °C 8 saat | 0,634mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,598mm |

| | | | | | | | |
|--------|---|------|----------------------|---------|--|-------------------------|---------|
| 4.GRUP | Zirkonzahn bloklar şeklinde hazırlandı | disk | 1500 °C 8 saat | 0,536mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010- 0,100 μ m | 0,502mm |
| 5.GRUP | Zirkonzahn bloklar şeklinde hazırlandı | disk | 1500 °C 8 saat | 0,437mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010- 0,100 μ m | 0,389mm |
| 6.GRUP | Zirkonzahn bloklar şeklinde hazırlandı | disk | 1500 °C 8 saat | 0,378mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010- 0,100 μ m | 0,316mm |
| 7.GRUP | Zirkonzahn bloklar şeklinde hazırlandı | disk | 1500 °C 8 saat | 0,283mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010- 0,100 μ m | 0,203mm |

Tablo 9. Zirkonzahn bloklara uygulanan işlemler

3.1.2. Ceramill grubu

1.Grup: 10 tane alt yapı, 0,8mm. kalınlığında hazırlandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı, 0,7 mm. kalınlığında hazırlandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, 0,6 mm. kalınlığında hazırlandı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, 0,5 mm. kalınlığında hazırlandı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, 0,4 mm. kalınlığında hazırlandı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, 0,3 mm. kalınlığında hazırlandı.

7.Grup: 10 tane alt yapı, 0,2 mm. kalınlığında hazırlandı.

| | Cad-cam Sistemi | Sinterizasyon Süresi | Kalınlık ölçümü | Zımparalama | Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü | Kalınlık Ölçümü |
|--------|---|----------------------|-----------------|---|--------------------------|-----------------|
| 1.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,889mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,769mm |
| 2.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,737mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,713mm |
| 3.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,656mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,608mm |
| 4.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,548mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,512mm |
| 5.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,429mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,420mm |
| 6.GRUP | Ceramill bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,366mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,318mm |
| 7.GRUP | Ceramillbloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 12 saat | 0,298mm | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,208mm |

Tablo 10. Ceramill bloklara uygulanan işlemler

3.1.3 Noritake Grubu

1.Grup: 10 tane alt yapı, 0,8mm. kalınlığında hazırlandı.

2.Grup: 10 tane alt yapı, 0,7 mm. kalınlığında hazırlandı.

3.Grup: 10 tane alt yapı, 0,6 mm. kalınlığında hazırlandı.

4.Grup: 10 tane alt yapı, 0,5 mm. kalınlığında hazırlandı.

5.Grup: 10 tane alt yapı, 0,4 mm. kalınlığında hazırlandı.

6.Grup: 10 tane alt yapı, 0,3 mm. kalınlığında hazırlandı.

7.Grup: 10 tane alt yapı, 0,2 mm. kalınlığında hazırlandı

| | Cad-cam Sistemi | Sinterizasyon Süresi | Kalınlık ölçümü | Zımparalama | Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü | Kalınlık Ölçümü |
|--------|---|----------------------|-----------------|---|--------------------------|-----------------|
| 1.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,878m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,816mm |
| 2.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,783m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,702mm |
| 3.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,645m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,608mm |
| 4.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,528m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,511mm |

| | | | | | | |
|--------|---|--------------------|-------------|---|------------------------|---------|
| 5.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,449m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,416mm |
| 6.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,373m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,319mm |
| 7.GRUP | Noritake bloklar disk şeklinde hazırlandı | 1450 °C 10 saat | 0,278m m | Zımparalama işlemi sonucu 0,02 mm İnceltildi. | 0,010-0,100 μ m | 0,203mm |

Tablo 11. Noritake bloklara uygulanan işlemler

3.2. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN ZİRKONYA ESASLI ALT YAPI ÖRNEKLERİNİN OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda 3 farklı zirkonya alt yapı sistemi kullanıldı ve 210 tane zirkonya örnek hazırlandı. 70 tane Zirkozahn, 70 tane Ceramill VE 70 tane Noritake firmalarına ait örnekler oluşturuldu. Örnekler 7 farklı kalınlıkta (0,22mm-0,32mm-0,42mm-0,52mm-0,62mm-0,72mm-0,82mm) ve 1,5cm çapında diskler şeklinde Cad-cam sistemi kullanılarak hazırlandı.

Örnekler üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterlendi. Hacimsel olarak daha büyük oluşturulan örnekler her firma için farklı sıcaklık derecesinde, sinterleme süresi uygulanarak orijinal boyutları ulaşması sağlandı(Tablo 16) Hazırlanan disklerin kalınlık ölçümleri dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü (Mitutoyo digimatic calipper, Mitutoyo Corp.Kawasaki, Japan). Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirlenen kurallara uygun olarak ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany). Kalınlık ve pürüzlülük değerleri kaydedildi. Daha sonra zirkonya esaslı silindirler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London,

England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı. Zımparalama işlemi sonrası tüm örneklerin kalınlık ölçümleri ve yüzey pürüzlülük ölçümleri tekraralandı. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,010-0,100 μm aralığında olması sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir. İstenilen kalınlıktan ortalama 0,02 mm kalın hazırlanan örnekler, zımparalama işlemi sonrasında istenilen kalınlığa indirildi

| CAD-CAM üretim şekli sonrası kalınlık değerleri | Zımparalama sonrası işlemi sonrası kalınlık değerleri |
|---|---|
| 0,839mm | 0,803mm |
| 0,761mm | 0,712mm |
| 0,648mm | 0,597mm |
| 0,538mm | 0,516mm |
| 0,471mm | 0,411mm |
| 0,362mm | 0,320mm |
| 0,241mm | 0,202mm |

Tablo 12. Zirkonzahn, Ceramill ve Noritake örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işlemi sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu

Zımparalanan örneklerin kalınlık değerleri ve yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında uygun olarak üç ayrı noktadan tekrar ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi.

Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra üniversal test cihazı ile (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda biaksiyel bükme deneyi yapıldı. Deney gruplarının biaksiyel bükme deneyi sonrasında elde edilen bükme kuvvetleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı.

3.2.1. ZirkonZahn sistemi

Zirkonzahn firmasına ait 70 adet örnek Cad-cam sistemi kullanılarak oluşturuldu. Örnekler 7 farklı kalınlıkta (0,22mm-0,32mm-0,42mm-0,52mm-0,62mm-0,72mm-0,82mm) ve 1,5cm çapında diskler şeklinde hazırlandı.

Örnekler üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 1500 °C de 8 saat sinterlendi. Hacimsel olarak daha büyük oluşturulan örnekler her firma için farklı sıcaklık derecesinde ,sinterleme süresi uygulanarak orijinal boyutları ulaşması sağlandı(Tablo 16). Hazırlanan disklerin kalınlık ölçümleri dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü (Mitutoyo digimatic calipper, Mitutoyo Corp.Kawasaki, Japan). Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirlenen kurallara uygun olarak ölçüldü. (Perthometer M1, Mahr, Germany). Kalınlık ve pürüzlülük değerleri kaydedildi.

Daha sonra zirkonya esaslı silindirler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı. Zımparalama işlemi sonrası tüm örneklerin kalınlık ölçümler ve yüzey pürüzlülük ölçümleri tekrarlandı. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,010-0,100 μ m aralığında olması

sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir. İstenilen kalınlıktan ortalama 0,02 mm kalın hazırlanan örnekler, zımparalama işlemi sonrasında istenilen kalınlığa indirildi.

| CAD-CAM üretim şekli sonrası kalınlık değerleri | Zımparalama sonrası işlemi sonrası kalınlık değerleri |
|---|---|
| 0,823mm | 0,803mm |
| 0,710mm | 0,701mm |
| 0,634mm | 0,598mm |
| 0,536mm | 0,502mm |
| 0,437mm | 0,389mm |

| | |
|---------|---------|
| 0,378mm | 0,316mm |
| 0,283mm | 0,203mm |

Tablo 13. Zirkozahn örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işlemi sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu

Zımparalanan örneklerin kalınlık değerleri ve yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında uygun olarak üç ayrı noktadan tekrar ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi.

3.2.2. Ceramill Sistemi

Ceramill firmasına ait 70 adet örnek Cad-cam sistemi kullanılarak oluşturuldu. Örnekler 7 farklı kalınlıkta (0,22mm-0,32mm-0,42mm-0,52mm-0,62mm-0,72mm-0,82mm) ve 1,5cm çapında diskler şeklinde hazırlandı.

Örnekler üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 1450 °C de 12 saat sinterlendi. Hacimsel olarak daha büyük oluşturulan örnekler her firma için farklı sıcaklık derecesinde ,sinterleme süresi uygulanarak orijinal boyutları ulaşması sağlandı (Tablo16).

Hazırlanan disklerin kalınlık ölçümleri dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü (Mitutoyo digimatic calipper, Mitutoyo Corp.Kawasaki, Japan). Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirlenen kurallara uygun olarak ölçüldü (Perthometer M1, Mahr, Germany). Kalınlık ve pürüzlülük değerleri kaydedildi.

Daha sonra zirkonya esaslı silindirler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı. Zımparalama işlemi sonrası tüm örneklerin kalınlık ölçümleri ve yüzey pürüzlülük ölçümleri tekrarlandı. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,010-0,100 μm aralığında olması sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir İstenilen kalınlıktan

ortalama 0,02 mm kalın hazırlanan örnekler, zımparalama işlemi sonrasında istenilen kalınlığa indirildi.

| CAD-CAM üretim şekli sonrası kalınlık değerleri | Zımparalama sonrası işlemi sonrası kalınlık değerleri |
|---|---|
| 0,889mm | 0,769mm |
| 0,737mm | 0,713mm |
| 0,656mm | 0,608mm |
| 0,548mm | 0,512mm |
| 0,429mm | 0,420mm |
| 0,366mm | 0,318mm |
| 0,298mm | 0,208mm |

Tablo 14. Ceramill örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işlemi sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu

Zımparalanan örneklerin kalınlık değerleri ve yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında uygun olarak üç ayrı noktadan tekrar ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi.

3.2.3 Noritake Sistemi

Noritake firmasına ait 70 adet örnek Cad-cam sistemi kullanılarak oluşturuldu. Örnekler 7 farklı kalınlıkta (0,22mm-0,32mm-0,42mm-0,52mm-0,62mm-0,72mm-0,82mm) ve 1,5cm çapında diskler şeklinde hazırlandı.

Örnekler üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 1450 °C’ de 12 saat sinterlendi. Hacimsel olarak daha büyük oluşturulan örnekler her firma için farklı sıcaklık derecesinde ,sinterleme süresi uygulanarak orijinal boyutları ulaşması sağlandı(Tablo 16) Hazırlanan disklerin kalınlık ölçümleri dijital kumpas aracılığı ile ölçüldü.(Mitutoyo digimatic caliper, Mitutoyo Corp.Kawasaki, Japan). Tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında belirlenen kurallara uygun

olarak ölçüldü. (Perthometer M1, Mahr, Germany). Kalınlık ve pürüzlülük değerleri kaydedildi.

Daha sonra zirkonya esaslı silindirler, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile (English abrasives, London, England) zımpara cihazında (Phoenix Beta Grinder/Polisher, Buehler, Germany) 15 saniye süreyle, su altında ve 300 devir/ dakika' da zımparalandı. Zımparalama işlemi sonrası tüm örneklerin kalınlık ölçümleri ve yüzey pürüzlülük ölçümleri tekrarlandı. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,010-0,100 μm aralığında olması sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir. İstenilen kalınlıktan ortalama 0,02 mm kalın hazırlanan örnekler, zımparalama işlemi sonrasında istenilen kalınlığa indirildi.

| CAD-CAM üretim şekli sonrası kalınlık değerleri | Zımparalama sonrası işlemi sonrası kalınlık değerleri |
|---|---|
| 0,878mm | 0,816mm |
| 0,783mm | 0,702mm |
| 0,645mm | 0,608mm |
| 0,528mm | 0,511mm |
| 0,449mm | 0,416mm |
| 0,373mm | 0,319mm |
| 0,278mm | 0,202mm |

Tablo 15. Noritake örneklerinin cad-cam üretimi şekli ve sonrasında zımparalama işlemi sonucu oluşturulan kalınlık farklılığı tablosu

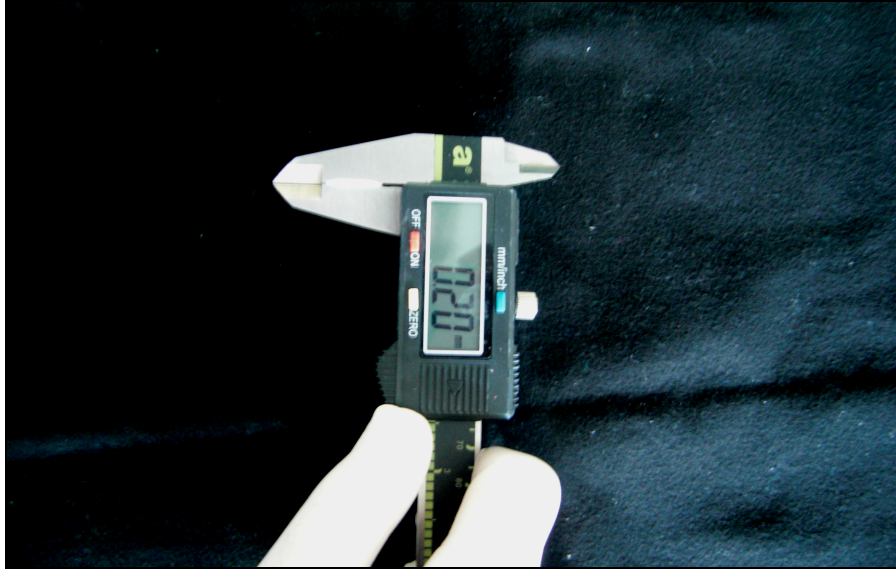
Zımparalanan örneklerin kalınlık değerleri ve yüzey pürüzlülükleri DIN 4762 standartlarında uygun olarak üç ayrı noktadan tekrar ölçülerek ortalama değerleri kaydedildi.

Deney için tüm örneklerin hazırlığı tamamlandıktan sonra universal test cihazı ile (Instron, 3345, Instron Corp.,Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda biaksiyel

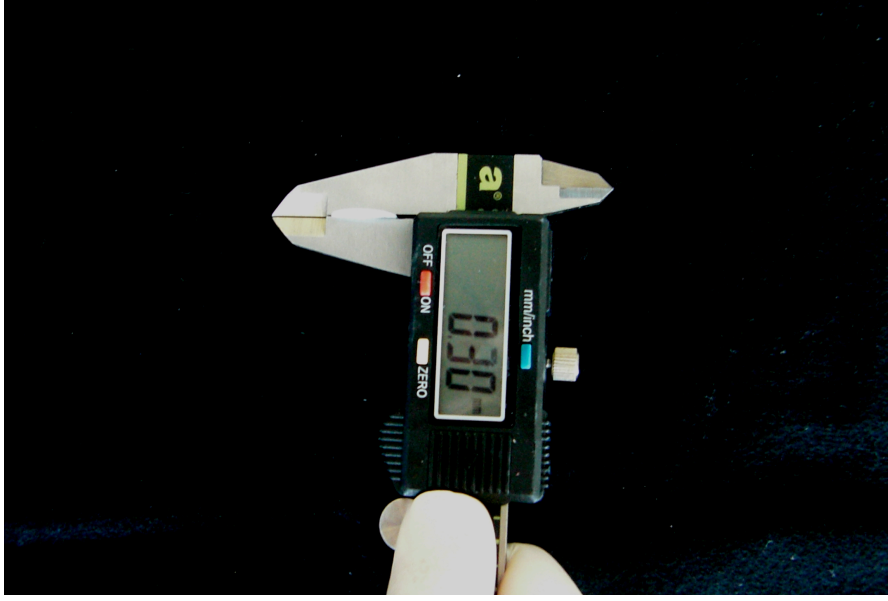
bükme deneyi yapıldı. Deney gruplarının biaksiyel bükme deneyi sonrasında elde edilen bükme kuvvetleri, aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri hesaplandı.

| | Sinterleme süresi | Sinterleme sıcaklığı |
|-------------------|--------------------------|-----------------------------|
| Zirkonzahn | 8 saat | 1500°C |
| Ceramill | 12 saat | 1450 °C |
| Noritake | 10 saat | 1450 °C |

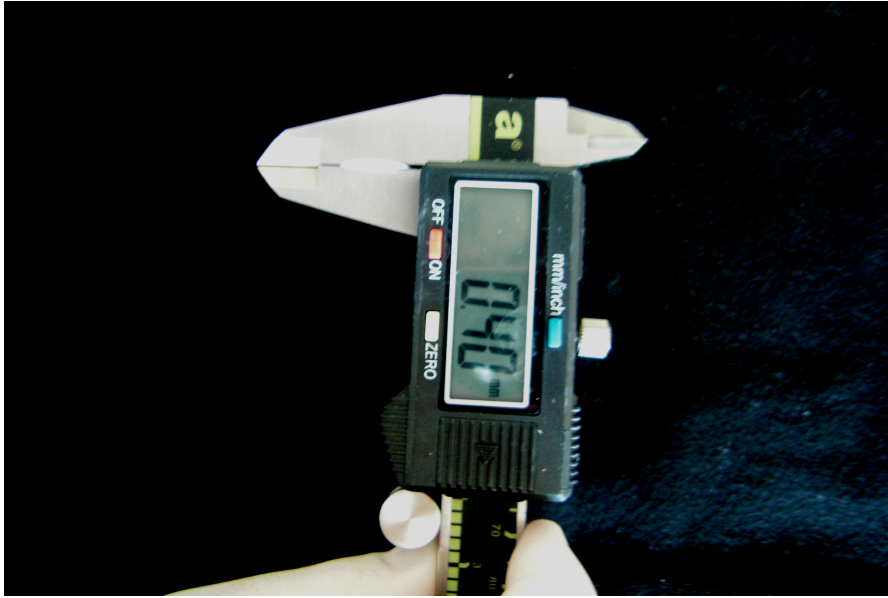
Tablo 16. Çalışmamızda kullanılan zirkonya esaslı alt yapıların sinterlenme dereceleri ve süreleri



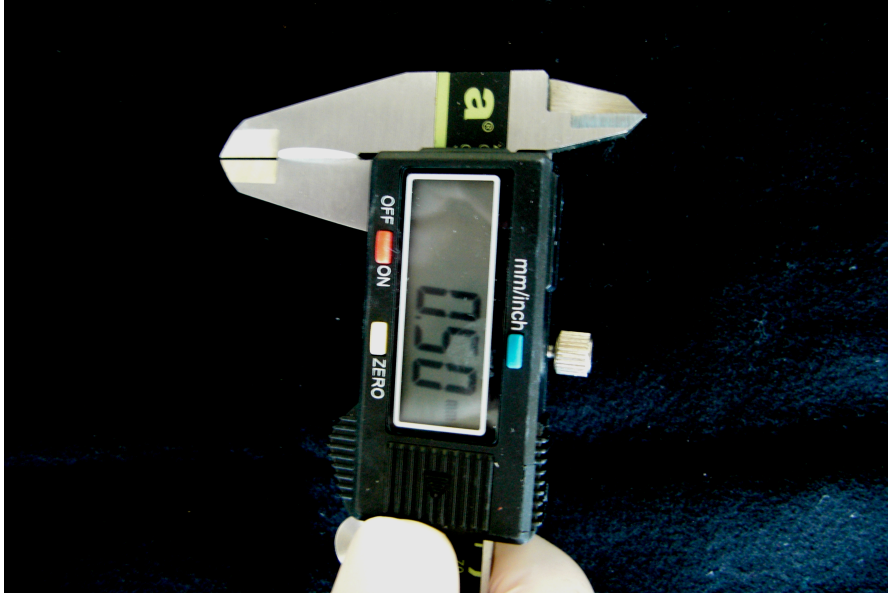
Resim 1. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü.



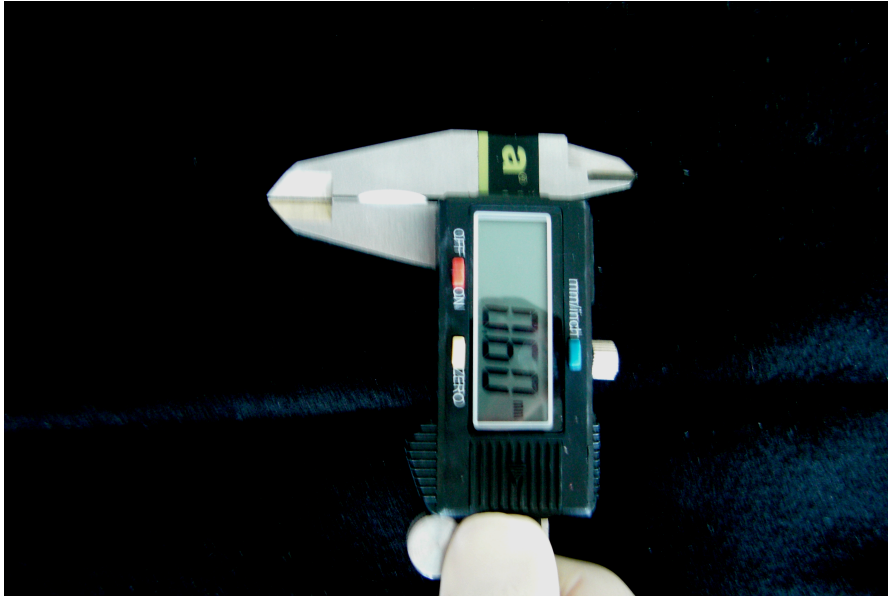
Resim 2. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü.



Resim 3. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıkların ölçümü.



Resim 4. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıklarının ölçümü.



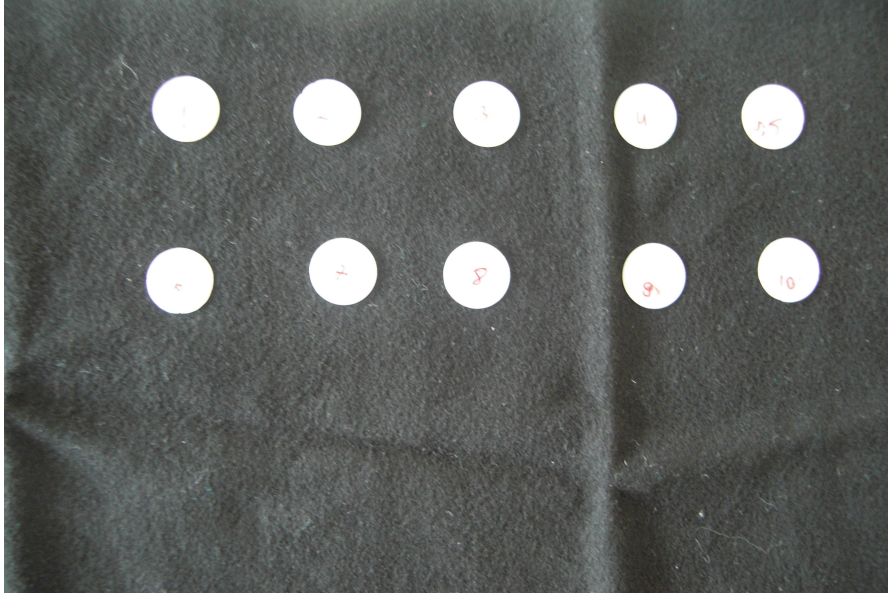
Resim 5. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıklarının ölçümü.



Resim 6. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıklarının ölçümü.



Resim 7. Dijital kumpas ile örneklerin ilk kalınlıklarının ölçümü.



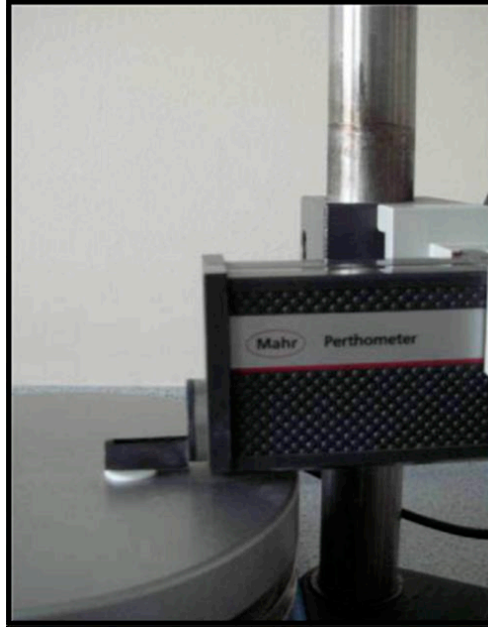
Resim 8. Örnek gruplarının oluşturulması.



Resim 9. Profilometre (Perthometer M1, Mahr, Germany) cihazı.



Resim 10. Profilometre cihazının ekranı.



Resim 11. Yüzey pürüzsüzlük ölçümü.

3.3. Biaksiyal Bükme Testinin Uygulaması

Biaksiyal bükme testi Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan üniversal test cihazı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) ile yapıldı. Biaksiyal bükme testlerinden “üç-top-üzerinde piston” (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Zirkonya örneklerin bükme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst itici ve alt destekleyici kollarına bu test için tasarlanmış (ISO 6872) aygıtlar monte edildi. Buna göre alt kola; disk numunelerinin yerleşeceği, iç çapı 15,7 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,4 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirilmiştir. Üst kola ise, uç kısmı 1,5 mm çapında, disk numuneye tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu yerleştirildi.

Tüm zirkonya örnekler sırasıyla cihazın alt kolunda bulunan 3 çelik bilye (top) üzerine yerleştirilip, üst koldaki baskı ucu disk örneklerin tam merkezine gelecek şekilde, 1 mm/dak hızla örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı .Kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü. Bu sonuçlar uluslar arası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapascal (MPa) değerlerine çevrildi.

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

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

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

S : Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti.

P : Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktar.

y: Poisson oran. (Zirkonya için 0,25)

r, : milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r₂ : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r_3 : milimetre cinsinden, örneğin çapı.

d: milimetre cinsinden, örneğin kırılma merkezindeki kalınlığı.



Resim 12. Instron universal test cihazı.

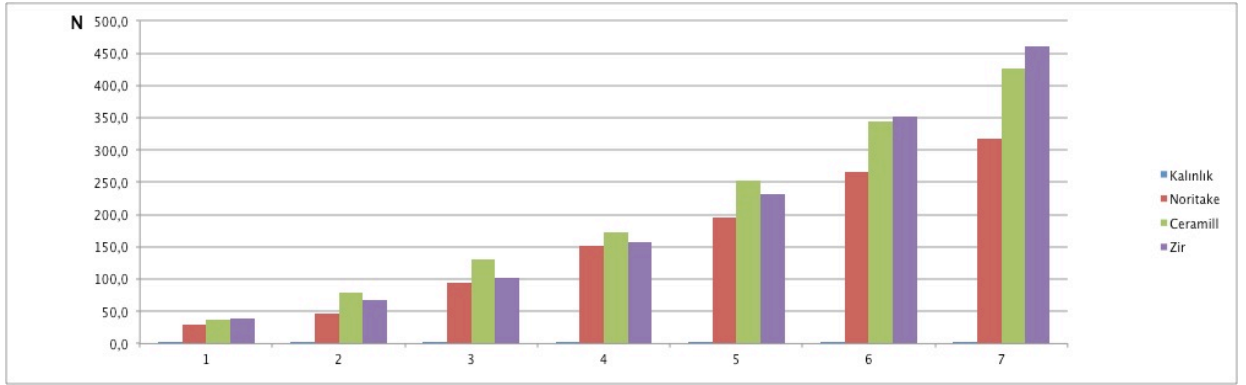
3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu

Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Two-way ANOVA ve Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

5. BULGULAR

Farklı zirkonya tiplerinde kalınlık farklılıklarının bükülme dayanımına olan etkisini incelediğimiz çalışmada; bükme deneyi sonucu elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmeleri yapıldı. Üç farklı markanın kullanıldığı çalışmamızda öncelikle firmalar kendi aralarında değerlendirildi ardından birbirleri ile kıyaslandı.



Grafik 1. Tüm örneklerin bükme dayanımı ortalaması (Newton)

Newton değerini kullanarak oluşturduğumuz grafikte, kalınlık artışı ile yük miktarı ters orantılıdır. Ancak N değeri, milimetrekareye düşen basınç değerini vermemektedir. Bu nedenle çalışmamızda biaksiyel bükme testi sonucu elde ettiğimiz bulguları Mpa değerine çevirerek, milimetrekareye düşen basınç değerini hesapladık. Aynı sabit yük uygulandığında, malzemenin kalınlığı arttıkça birim alana etkiyen basınç azalır. Yani malzemenin kalınlığı arttıkça gösterdiği direnç artar. Kalınlık ve kuvvet değerleri arasında ters orantı oluşur. Çalışmamızda bükme testi sonucu elde edilen N değerleri Mpa değerine çevrilerek hesaplamalar yapılmıştır.

4.1 Ceramill

| Kalınlık(mm) | X (N) | sd | min | max |
|--------------|-------|--------|-------|-------|
| 0,2 | 55,62 | ±7,78 | 41,72 | 69,01 |
| 0,3 | 52,40 | ±6,18 | 44,32 | 61,25 |
| 0,4 | 42,71 | ±13,07 | 31,27 | 78,16 |
| 0,5 | 36,93 | ±4,89 | 30,11 | 44,33 |
| 0,6 | 36,94 | ±6,62 | 23,88 | 43,59 |
| 0,7 | 37,93 | ±4,15 | 31,29 | 43,24 |
| 0,8 | 38,54 | ±5,15 | 32,46 | 49,51 |

Tablo17. Ceramill grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

| Kalınlık | P |
|------------------------------|---------|
| 0.2 mm-0.3 mm ^{++p} | 0,957 |
| 0.2 mm-0.4 mm ^{++p} | 0,004** |

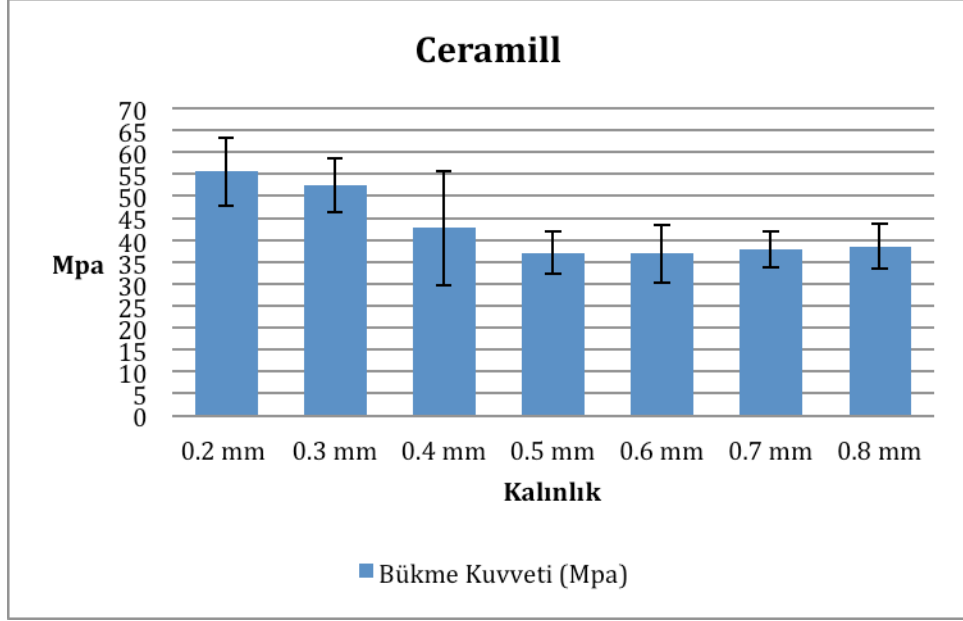
| | |
|-------------------------------------|----------------|
| <i>0.2 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.4 mm ^{++p}</i> | <i>0,066</i> |
| <i>0.3 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>0,002**</i> |
| <i>0.4 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | <i>0,585</i> |
| <i>0.4 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | <i>0,588</i> |
| <i>0.4 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | <i>0,773</i> |
| <i>0.4 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>0,866</i> |
| <i>0.5 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.5 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.5 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>0,999</i> |
| <i>0.6 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.6 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>0,999</i> |
| <i>0.7 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | <i>1,000</i> |
| | |

Tukey HSD Test

** $p < 0.05$*

*** $p < 0.01$*

Tablo 18.Ceramill grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları



Grafik 2. Ceramill örneklerinin bükülme dayanımı.

Ceramill alt yapı sisteminde; farklı kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 17). 0.2 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). Diğer kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 18).

4.2 Zirkonzahn

| Kalınlık(mm) | | X (N) | sd | min | max |
|--------------|--|-------|--------|-------|-------|
| 0,2 | | 57,63 | ±16,39 | 35,23 | 81,71 |
| 0,3 | | 47,17 | ±7,45 | 36,77 | 59,91 |
| 0,4 | | 34,63 | ±6,97 | 24,66 | 42,98 |
| 0,5 | | 36,04 | ±6,79 | 26,86 | 44,05 |
| 0,6 | | 34,96 | ±6,13 | 25,28 | 42,90 |
| 0,7 | | 39,20 | ±2,92 | 34,81 | 42,89 |
| 0,8 | | 37,77 | ±2,68 | 34,30 | 41,91 |

Tablo 19. Zirkonzahn grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

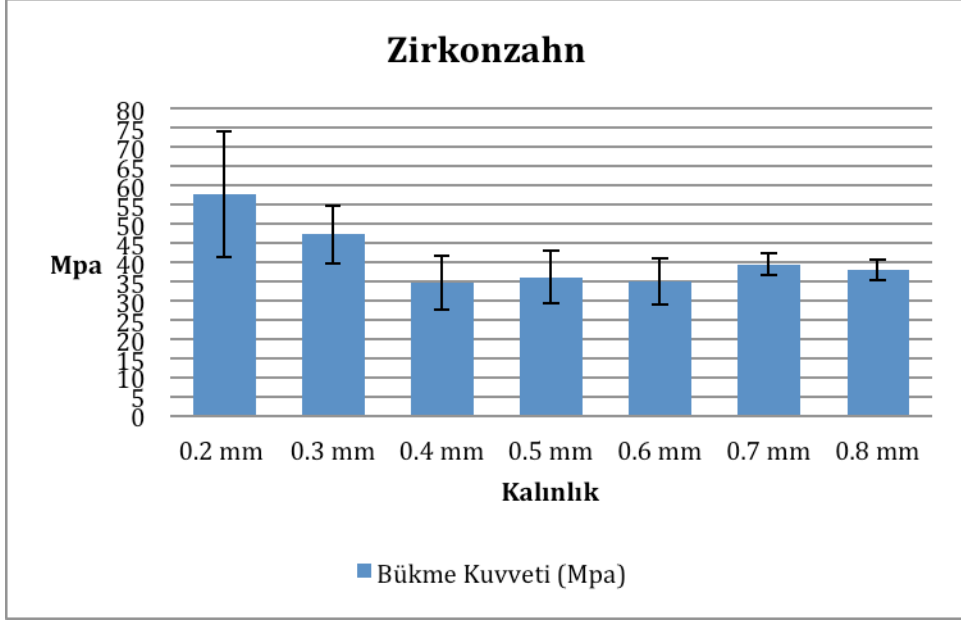
| Kalınlık | p |
|-------------------------------------|----------|
| <i>0.2 mm-0.3 mm ⁺⁺p</i> | 0,082 |
| <i>0.2 mm-0.4 mm ⁺⁺p</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 0,001** |
| <i>0.3 mm-0.4 mm ⁺⁺p</i> | 0,018* |
| <i>0.3 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | 0,050* |
| <i>0.3 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | 0,024* |
| <i>0.3 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | 0,327 |
| <i>0.3 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 0,157 |
| <i>0.4 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | 1,000 |
| <i>0.4 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | 1,000 |
| <i>0.4 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | 0,873 |
| <i>0.4 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 0,978 |
| <i>0.5 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | 1,000 |
| <i>0.5 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | 0,977 |
| <i>0.5 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 0,999 |
| <i>0.6 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | 0,908 |
| <i>0.6 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 0,987 |
| <i>0.7 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | 1,000 |

Tukey HSD Test

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Tablo 20. Zirkonzahn grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları



Grafik 3. Zirkonzahn örneklerinin bükülme dayanımı.

Zirkonzahn alt yapı sisteminde; farklı kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 19). 0.2 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm ve 0.6 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). Diğer kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 20).

4.3 Noritake

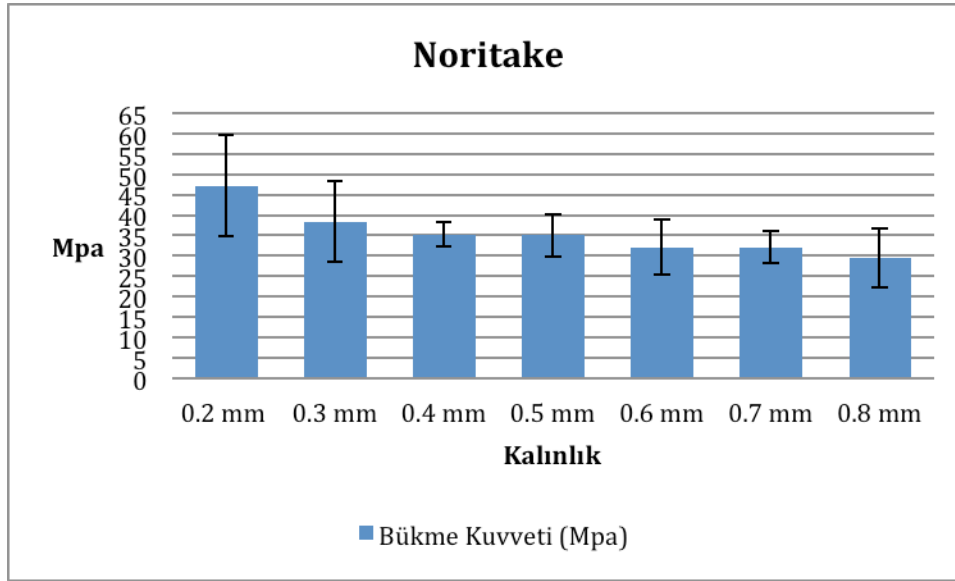
| Kalınlık(mm) | X (N) | sd | min | max |
|--------------|-------|--------|-------|-------|
| 0,2 | 47,24 | ±12,51 | 31,84 | 69,82 |
| 0,3 | 38,27 | ±9,93 | 23,42 | 60,69 |
| 0,4 | 35,27 | ±3,01 | 30,10 | 39,74 |
| 0,5 | 35,02 | ±5,19 | 25,40 | 42,33 |
| 0,6 | 32,10 | ±6,83 | 24,94 | 42,33 |
| 0,7 | 32,10 | ±6,83 | 24,94 | 42,33 |
| 0,8 | 29,51 | ±7,16 | 11,57 | 37,81 |

Tablo 21. Noritake grubuna ait örneklerin kalınlık farklılıklarına bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

| Kalınlık | p |
|-------------------------------------|----------|
| <i>0.2 mm-0.3 mm ^{++p}</i> | 0,132 |
| <i>0.2 mm-0.4 mm ^{++p}</i> | 0,013* |
| <i>0.2 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | 0,011* |
| <i>0.2 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | 0,001** |
| <i>0.2 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,001** |
| <i>0.3 mm-0.4 mm ^{++p}</i> | 0,974 |
| <i>0.3 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | 0,961 |
| <i>0.3 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | 0,543 |
| <i>0.3 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | 0,550 |
| <i>0.3 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,150 |
| <i>0.4 mm-0.5 mm ^{++p}</i> | 1,000 |
| <i>0.4 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | 0,966 |
| <i>0.4 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | 0,968 |
| <i>0.4 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,622 |
| <i>0.5 mm-0.6 mm ^{++p}</i> | 0,977 |
| <i>0.5 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | 0,979 |
| <i>0.5 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,669 |
| <i>0.6 mm-0.7 mm ^{++p}</i> | 1,000 |
| <i>0.6 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,988 |
| <i>0.7 mm-0.8 mm ^{++p}</i> | 0,987 |

Tukey HSD Test * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 22. Noritake grubuna ait örneklerin Post Hoc Test sonuçları



Grafik 4. Noritake örneklerinin bükülme dayanımı.

Noritake alt yapı sisteminde; farklı kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 21). 0.2 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$; $p < 0.01$). Diğer kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 22).

4.4 Tüm gruplar

| Kalınlık(mm) | X (N) | sd | min | max |
|--------------|-------|--------|-------|-------|
| 0,2 | 53,50 | ±13,10 | 31-84 | 81,71 |
| 0,3 | 45,95 | ±9,74 | 23,42 | 61,25 |
| 0,4 | 37,53 | ±9,21 | 24,66 | 78,16 |
| 0,5 | 35,99 | ±5,54 | 25,40 | 44,33 |
| 0,6 | 34,67 | ±6,62 | 23,88 | 44,33 |
| 0,7 | 36,42 | ±4,73 | 25,25 | 43,24 |
| 0,8 | 35,27 | ±6,61 | 11,57 | 49,51 |

Tablo 23. 3 ayrı örnek grubunun kalınlık farklılıklarına göre bükme kuvvetinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

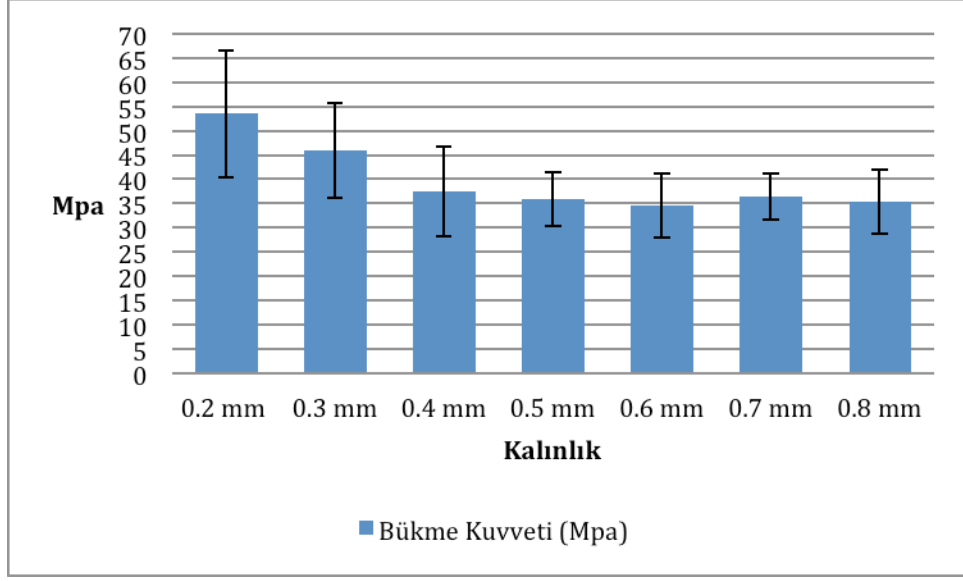
| Kalınlık | p |
|-------------------------------------|----------------|
| <i>0.2 mm-0.3 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,011*</i> |
| <i>0.2 mm-0.4 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.2 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.4 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,003**</i> |
| <i>0.3 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.3 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,001**</i> |
| <i>0.4 mm-0.5 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,992</i> |
| <i>0.4 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,840</i> |
| <i>0.4 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,999</i> |
| <i>0.4 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,943</i> |
| <i>0.5 mm-0.6 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,996</i> |
| <i>0.5 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.5 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.6 mm-0.7 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,984</i> |
| <i>0.6 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>1,000</i> |
| <i>0.7 mm-0.8 mm ⁺⁺p</i> | <i>0,998</i> |

Tukey HSD Test

* $p < 0.05$

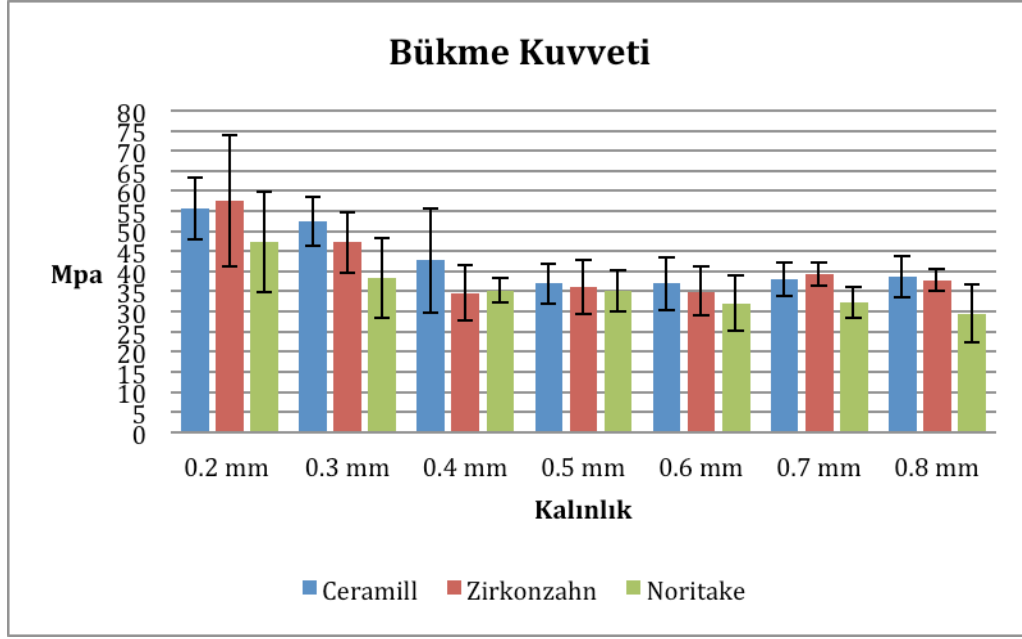
** $p < 0.01$

Tablo 24. Post Hoc Test sonuçları

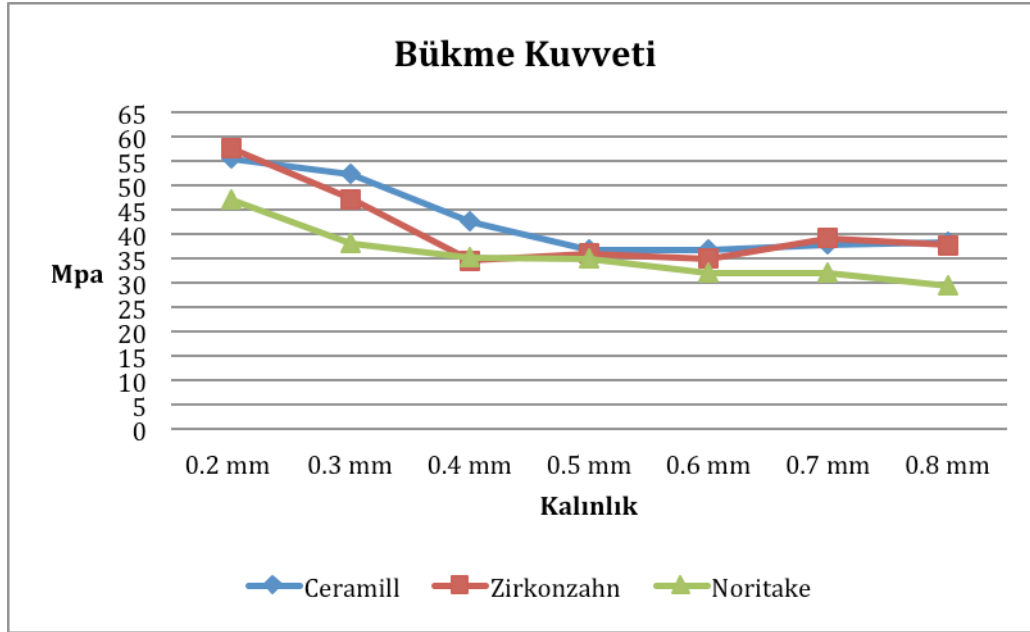


Grafik 5.Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması.

Farklı kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 23). 0.2 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.01$); 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p < 0.01$). 0.3 mm kalınlığın bükme kuvveti ortalaması, 0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm kalınlıklardan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p < 0.01$). Diğer kalınlıkların bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). (Tablo 24).



Grafik 6. Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması.



Grafik 7. Tüm örneklerinin bükülme dayanımı ortalaması.

Alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Noritake alt yapı sisteminin bükme kuvveti ortalaması, Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p < 0.01$). Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir

farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Üç grupta da 0,5 mm , 0,6 mm , 0,7 mm ve 0,8mm kalınlıklarda bükme dayanımı benzer değerlerdedir. Noritake grubuna ait örneklerde 0,4 mm , 0,3 mm ve 0,2 mm kalınlıklarda örneklerin bükme dayanımı diğer gruplara göre daha düşüktür (Grafik 5,6).

| | F | p |
|----------------------------------|--------------------|---------------------|
| Alt yapı sistemi | 16,989 | 0,001** |
| Kalınlık | 25,308 | 0,001** |
| Alt yapı sistemi*Kalınlık | 1,277 | 0,020* |
| <i>Two way ANOVA Test</i> | <i>* p<0.05</i> | <i>** p<0.01</i> |

Tablo 25. Alt yapı sistemi ve kalınlığın bükme kuvveti üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi

Tablodaki değerlere göre;

Alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık vardır ($p<0.01$).

Kalınlıklara göre bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık vardır ($p<0.01$).

Alt yapı sistemi ve kalınlığın bükme kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo25).

5.TARTIŞMA

Günümüzde estetik restorasyonlara duyulan gereksinim metal desteksiz seramiklerin gelişimini sağlamıştır. Yakın tarihe kadar, tüm seramik sistemlerin kullanımı sadece anterior dişler ile sınırlandırılırken, güçlendirilmiş seramik sistemlerinin geliştirilmesiyle günümüzde posterior dişlerde de uygulama alanı bulmuştur. En son geliştirilen yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) yüksek dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sayesinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (24, 125, 127, 129). Bizim çalışmamızda da ticari olarak piyasada yerini almış 3 farklı zirkonya esaslı alt yapı seramiği olan Zirkozahn , Ceramill ve Noritake firmalarına ait zirkonya bloklar kullanılmıştır.

Çalışmamızda 3 farklı zirkonya alt yapı seramik sisteminde 7 farklı kalınlıkta örnekler oluşturulmuş ve bu örneklerin kırılma dayanımları kıyaslanmıştır. Kırılma dayanımı ölçüm yöntemi olarak üç top üzeri piston deneyi kullanılmıştır.

Albakry ve arkadaşları (214), lösit içerikli IPS Empress, lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 ve yeni piyasaya sürülmesi planlanan bir cam seramik örneğinin bükme dayanıklılıklarını araştırdıkları çalışmalarında, örneklerin yüzey bitimlerini ıslak ortamda 220, 320, 500, 600 ve 800 numaralı silikon karbit aşındırma kağıtları ile yapmışlardır. Aşındırma işlemlerinde bu protokolü izleyen başka çalışmalarda mevcuttur (215, 216, 217). Guazzato ve arkadaşları (169) Inceram Zirkonya'ya uygulanan ısı ve yüzey işlemlerinin kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Tinschert ve arkadaşları (11), alumina, feldspar, lösit, mika ve zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmalarında 320, 600, 1200 ve 4000 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Charlton ve arkadaşları (172), IPS Empress CAD, Vitablocks Mark II ve Paradigm C seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 320, 400, 600, 800 ve 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıdı kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise zirkonya altyapı örneklerin yüzey bitimlerinin hazırlanmasında 600, 800 ve 1200 numara silikon karbit aşındırma kağıtları kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise örnekler DIN 4762 standartlarında belirlenen kurallara uygun olarak, standart bir yüzey oluşturabilmek için 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit kâğıt zımpara ile zımparalandı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, profilometre cihazı ile yapılmaktadır. Profilometre ölçümleri yüzey işlemlerinin oluşturduğu hasarın incelenmesinde SEM analizi ile beraber sık kullanılan bir yöntemdir (172). Bu teknikler, yüzey değerlendirmesinde kolay ve faydalı yöntemler olmasına karşın materyalin özelliklerinin değerlendirilmesinde tek başına yeterli değildir (174). Bu sebeple materyale uygulanan bitim işlemlerine bağlı olarak değişen ortalama yüzey pürüzlülüğü, bükme dayanıklılığını etkileyen faktörler arasında incelenmektedir (25, 182, 197). Bu araştırmaların sonuçları, yüzey pürüzlülüğünün hem geleneksel dental seramiklerde hem de yüksek dayanıklılığa sahip alt yapı seramiklerinde bükme kuvveti üzerinde etkili bir faktör olduğunu göstermiştir. Seramiklerin dayanıklılığını belirleyen yüzey çatlakları, yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu alanlarda stres artışı sebebiyle ilerleyerek kırılmaya sebep olmaktadır (197). Bu amaçla, çalışmamızda bükme kuvveti sonuçlarının daha doğru bir kıyaslama sağlayabilmesi için tüm örneklerin her iki yüzünde yüzey pürüzlükleri DIN 4762 standartlarına uygun olarak 3'er kez ölçüm yapılarak ortalamaları hesaplanmıştır. Tüm örneklerin yüzey pürüzsüzlüğü değerinin 0,010-0,100 μm aralığında olması sağlanıp her gruptaki örneklerin yüzeyleri standardize edilmiştir.

Zirkonya esaslı seramikler diş hekimliğinde ilk olarak 1990'ların başında, endodontik postlar ve implantların üst yapılarında kullanılırken (150), son yıllarda tüm seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (85, 130, 131, 134, 150). Zirkonya seramikler ile ilgili yapılan ilk çalışmalarda, materyalin biyouyumluluğu ve fiziksel özelliklerinin zamana bağlı değişimi incelenmiştir (13, 24, 124, 125, 127). Bu çalışmalarda zirkonyanın biyouyumlu olduğu ve zamana bağlı olarak dayanıklılığındaki azalmanın önemsiz olduğu bildirilmiştir.

Zirkonya esaslı seramiklerin biyouyumluluğunun yanı sıra mekanik özelliklerini de inceleyen çalışmalar yapılmıştır (9, 11, 14, 47, 78, 116, 130, 217). Bu çalışmalar, materyalin başlangıçta yüksek dayanıklılık ve kırılma tokluğu gibi olumlu mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Son yıllarda yapılan çok sayıda çalışma ise üretim esnasında uygulanan işlemlerin zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemiştir (93, 127, 128, 148, 149, 150, 167, 169, 171). Zirkonya alt

yapılara üretimlerinin çeşitli aşamalarında uygulanan işlemler, farklı tiplerde yüzey hasarı ve çatlaklara sebep olmaktadır. CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, venter seramiğinin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri, kumlama, alt yapı materyalinin farklı kalınlıklarda üretilmesi Y-TZP seramiklerin yapılarını ve mekanik özelliklerini etkileyen işlemlerdir (2, 8, 93, 128, 129, 160, 169, 170, 171). Bizim çalışmamızda ise kalınlık farklılıklarının zirkonya altyapı sistemlerine etkisi incelenmiştir.

Guazzato ve ark. Zirkon bloklara uygulanan yüzey işlemlerinin bükme dayanımına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında; 160 adet DC-Zirkon örneğini 4 gruba ayırmışlardır. Çalışmalarında birinci gruptaki örnekleri kumlamışlar, ikinci gruptaki örnekleri 90, 70, 30, 15, 9, 3, 1 μm 'lik elmas disklerle cilalamışlar, üçüncü gruptakileri 91 μm 'lik elmas zımparayla gerilim aksına paralel olarak aşındırmışlar, dördüncü gruptaki örnekleri de 91 μm 'lik elmas zımparayla gerilim aksına dik aşındırmışlardır. Bu işlemlerden sonra her gruptan 20'şer örneğe birer tabaka porselen ve glazür fırınlamasındaki şartlarda ısı işlemleri uygulanmıştır. İlk fırınlama 930°C'de, ikinci fırınlama ise 910°C 1 dak. bekletilerek uygulanmıştır. Araştırmacılar yüzey ve ısı işlemlerinin DC-Zirkonun bükme dayanımında önemli bir etkiye sahip olduğunu ve ısı işleminin materyalin bükme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Kumlanan örneklerde bükme dayanımı ısı uygulamasından sonra 1540 MPa'dan 955 MPa'a, gerilim aksına paralel aşındırılan örneklerde 1330 MPa'dan 1225 MPa'a, gerilim aksına dik aşındırılan örneklerde 1325 MPa'dan 1185 MPa'a düşmüştür. Cilalanan örneklerin bükme dayanımı ısı uygulamasından önce 1095 MPa iken ısı uygulamasından sonra 1165 MPa olarak ölçülmüştür. Isı uygulamasından önce kumlanan örneklerde % 9,5, aşındırma yapılan örneklerde % 8,3, cilalı örneklerde ise % 0,8 monoklinik faz ölçüldüğü, ısı uygulamasından sonra ise kumlanan örneklerde % 0,3 monoklinik faz gözlenirken diğer gruplarda monoklinik içeriğe rastlanmadığı belirtilmiştir. Böylelikle kumlama işleminin, cilalama işlemine kıyasla bükme dayanımını değerini daha az etkilediği sonucuna varmışlardır. Ayrıca ısı uygulamasının ise tersine m—>t faz dönüşümüne sebep olduğu ve bükme dayanımını düşürdüğünü bildirilmiştir (51).

Kosmac ve ark. ince ve kalın tanecikli yapıya sahip iki farklı zirkonya tipinde aşındırma işlemi sonucu oluşan faz değişimini ve bükme dayanımını incelemişlerdir.

Örneklere kuru aşındırma, suyla aşındırma, kumlama gibi çeşitli işlemler uygulanmışlardır. Suyla ya da kuru aşındırmanın her iki grupta da monoklinik faz içeriğini azalttığını bildirmişlerdir. Örneklerin ince veya kalın tanecikli yapıya sahip olmasının bükme dayanımı değerlerini etkilemediğini gözlenmemiştir. İnce tanecikli örneklerde kuru ve suyla aşındırma, bükme dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmıştır. Büyük tanecikli örneklerde kuru ya da suyla aşındırma bükme dayanımında istatistiksel bir farklılık meydana getirmemiştir. Aşındırma esnasında yüzeyden onlarca mikron büyüklüğünde materyal koşturduğu ve genellikle bu işlem esnasında kıvılcım gözlemlendiği bildirilmiştir. Bu da aşındırma sırasında oluşan stresin ve sıcaklığın yüksek olduğunu göstermektedir. Ancak Kosmac ve ark. aşındırılan örneklerde dönüşüme uğrayan zirkonya miktarının düşük değerde elde edildiğini bildirmişlerdir (47).

Aynı araştırmacılar yüzey işleminden ve ısı uygulamasından sonra bükme dayanımı ile monoklinik içerik arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. Kumlanan örneklerde 350°C'nin üzerinde m içeriğinin azalmaya başladığını, 900°C de ise % 2'nin altına düştüğünü bildirmişlerdir. 900 °C'de ısı uygulamasından sonra bükme dayanımı 1224 MPa'dan 820 MPa'a düşmüştür. Aşındırma ve kumlama zirkonyanın bükme dayanımı üzerinde ters etkiye sahip olduğu için aşındırılan örneklerin kumlanması önerilmektedir. Böylece aşındırmayla indüklenen çatlaklar ortadan kalkarken aynı zamanda yüzeyde baskı stresleri oluşur ve bu da materyali güçlendirir. Ancak kumlamadan sonra aşındırma yapılması, sadece aşındırma yapılması gibi zararlıdır. Çünkü aşındırma esnasında kumlama sonucu oluşan baskı tabakası ortadan kalkar ve bu da dayanıklılığı azaltır. Ayrıca araştırmacılar kalın grenli aşındırıcılarla aşındırmanın hem dayanıklılığı hem de güvenilirliği azalttığını bildirmişlerdir. TZ-3YB örneklerin ince grenli frezle aşındırıldığında bükme dayanımının ~1020 MPa'dan 820 MPa'a, kalın grenli ferzle aşındırıldığında ise 540 MPa'a düştüğü, TZ-3YSB örneklerin bükme dayanımının ince grenli frezle aşındırıldığında 910 MPa'dan 830 MPa'a, kalın grenli frezle aşındırıldığında ise 710 MPa'a düştüğünü bildirilmiştir (153).

Kumlama işleminin kırılma dayanımını arttırdığını gösteren bu araştırmaların aksine özellikle son yıllarda yapılan birçok çalışma kumlama işleminin zirkonya esaslı altyapı materyalinin kırılma dayanımını olumsuz etkilediğini öne sürmüştür (219,220).

H.Yılmaz ve ark. yaptıkları çalışmada çift tabakalı porselen uygulamasının zirkonya esaslı altyapı materyalinin kırılma dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada Cercon ve Lava marka zirkonya esaslı altyapı materyalleri kullanılmıştır. Sonuç olarak Lava marka örneklerin kırılma dayanımı, Cercon marka örneklerin kırılma dayanımına göre yüksek oranda dayanıklılık göstermiştir. Yapılan çalışmada örnekler cad-cam sistemi ile üretilmiş ardından üretici firmanın talimatların uygun şekilde sinterlenmiştir. Ancak örneklere kumlanma işlemi yapılmadan venerleme prosedürüne geçilmiştir. Çünkü kumlama, zımparalama, termal yaşlandırma ve kimyasal yaşlandırmanın kırılma dayanımını düşürdüğü belirtilmiştir. Bu işlemlerin materyal üzerinde stres yaratarak monoklinik faz oranını arttırdığı ve bu nedenle kırılma dayanımını olumsuz etkilediği açıklanmıştır.(219)

Kumlama işleminin kırılma dayanımını olumlu yönde etkilediğini destekleyen çalışmalara karşın kumlamanın kırılma dayanımını olumsuz yönde etkilediğini belirten çalışmalar da mevcuttur. H.Yılmaz ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı altyapı materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin kırılma dayanımı ve faz değişimi üzerine olan etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada da kumlama işleminin radikal kırıklara sebep olduğunu ve kırılma dayanımı düşürdüğünü belirtilmiştir.(220) Wang ve ark. yaptıkları çalışmada Cad-cam sistemi ile üretilmiş zirkonya esaslı altyapı materyalinin kırılma dayanımını etkileyen faktörler incelenmiştir. Bu çalışmada da farklı partikül büyüklüklerindeki Al₂O₃ ile kumlama yapılmış sonuç olarak partikül büyüklüğü arttıkça kırılma dayanımının düştüğü sonucuna varılmıştır(165). Moustafa ve ark. yaptığı çalışmada zirkonya esaslı altyapı materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin kırılma dayanımı üzerine olan etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda kumlama işleminin zirkonya esaslı altyapı materyalinin yüzeyinde radikal kırıklara neden olduğu ve kırılma dayanımını düşürdüğü saptanmıştır (164). Massimiliano ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya ve alimuna esaslı altyapı materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin ve ısısal işlemlerin, kırılma dayanımı üzerine olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada kumlama işleminin dayanımı düşüren en önemli etken olduğunu belirtmişlerdir. Kumlama işleminin stresleri arttırdığı ve yüzeyde geniş hasarlara neden olduğu bildirilmiştir (163).

Bizim çalışmamızda kullanılan ZirkonZahn, Ceramill ve Noritake firmaları cad-cam sistemi ile üretilen bu zirkonya esaslı altyapı materyallerinin sinterleme sonrası

kumlama işlemi yapılmadan venerleme işlemine geçilmesini önermişlerdir. Bu nedenle biz çalışmamızda örneklerimize kumlama işlemi uygulamamayı tercih ettik.

Çalışmamızda, farklı kalınlıklarda hazırlanmış Y-TZP seramik materyaline, iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanılmıştır. Disk şeklinde örnek, kenarlarına yakın ve yük uygulayan pistondan eşit uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafında desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve eşit mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine müsaade etmektedir (205).

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, biaksiyal bükme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir (9, 11, 29, 47, 128, 129).

Metal desteksiz seramiklerin, kron ve köprü protezlerinde kullanılabilmesi için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Ancak yüklenebilme kapasitelerinin azlığı önemli bir problem oluşturmaktadır. Bu sorun, özellikle çiğneme kuvvetlerinin, anterior dişlere nazaran çok daha yüksek olduğu posterior bölge köprü restorasyonlarda karşımıza çıkmaktadır (148).

Dental restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında aralıklı olarak oklüzal basınçlara maruz kalmaktadırlar. Ağız ortamında oluşan kuvvetler göz önüne alındığında, posterior bölgeye uygulanan tam seramik kuron ve köprü protezlerinin başarılı olabilmesi için restorasyonun 46,15 MPa'lık oklüzal basınçlara dayanabilmesi gerekmektedir (248). Diğer bir araştırmada ise Gwinnett ise bu değerini 36,18 MPa olduğunu belirtmiştir (249). Chaiyabutr 25.16 MPa ve Balkenhol 11.1 MPa olarak saptamışlardır (250,251).

Bu amaçla yeni geliştirilen Y-TZP'nin diğer dental seramiklere göre yüksek dayanıklılığı ve sertliği, sinterize edilmiş materyalin oda ısısında yarı stabil tetragonal kristal yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Stres alanlarında tetragonal

kristallerin, hacmi daha fazla olan monoklinik kristallere dönüşmesi kitlede bulunan çatlakların yayılımını önleyerek seramiği güçlendirmektedir (14, 198)

Dayanıklılık, materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (180).

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapı seramiklerinin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bükme kuvveti testleri; dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde kullanılan ve testlerin kontrollü bir ortamda yapılabilmesini sağlayan yöntemlerdir (128).

Seramiklerin dayanıklılık değerlerindeki farklılıklar, test örneğinin üretim tekniği ve içerdiği çatlak miktarına bağlıdır. Ayrıca, test yöntemi, örnek boyutları, test ortamı, yüzey bitim şekli, yükleme hızı ve örneğin stres uygulanan alanı seramiklerin dayanıklılığını belirleyen diğer faktörlerdir (196). Seramiklerin bükme dayanıklılıklarını belirlemede tek eksenli bükme testleri (9, 76, 138, 150, 158) ve iki eksenli bükme testleri (29, 80, 129, 203, 204, 205, 215, 216) kullanılmaktadır. Tek eksenli (3-nokta ve 4-nokta) bükme testleri, örnek kenarlarındaki çatlaklara ve örnek hazırlanırken oluşan dikey yüzey çatlaklarına karşı hassastır (29). Bunun yanında test örneklerinin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (196).

3 nokta eğme deneyi ile karşılaştırıldığında , 4 nokta eğme deneyi ve biaksiyal bükme deneyi test bölgesindeki düşük derecedeki makaslama kuvvetini belirler ve yükün tam merkeze uygulanmasını sağlar (198, 199, 203, 204). Bu nedenle 4 nokta ve biaksiyal bükme deneyindeki gerilim saf bükmeye yakındır (204, 205).

Chai ve arkadaşları (207) ile Zeng ve arkadaşları (198) yaptıkları çalışmalarda çeşitli alt yapı seramiklerinin bükme dayanıklılıklarını hem tek eksenli hem de iki eksenli bükme testi ile değerlendirmişler ve test sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Bu araştırmalar, iki eksenli bükme kuvveti testleri sonuçlarının tek eksenlilere göre anlamlı şekilde yüksek kırılma stresi gösterdiğini bildirmişlerdir. Disk şeklindeki örneklerin merkezden yüklenmeleri ile gerçekleştirilen iki eksenli bükme testleri, tek eksenli

testlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır (201, 205). ISO 6872 standardı (203) tarafından önerilen iki eksenli bükme testlerinde yükleme ortadan yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmez ve örneklerin yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilir (203, 204).

Tek eksenli testlerde kullanılan örneklere kıyasla iki eksenli testlerde kullanılan daha küçük boyutlardaki örneklerin klinik restorasyonlara daha yakın olması bu test yönteminin tercih edilmesini sağlamaktadır (47, 199).

Çalışmamızda, farklı kalınlıklarda üretilmiş 3 farklı Y-TZP seramik materyaline, iki eksenli bükme testlerinden üç top üzerinde piston testi kullanılmıştır. Disk şeklinde örnek, kenarlarına yakın ve yük uygulayan pistondan eşit uzaklıkta konumlanmış 3 top tarafında desteklenmiştir. Topların, piston kenarlarına yakın pozisyonda ve eşit mesafede yer alması örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları karşılayarak düzgün olmayan örneklerin test edilmesine müsaade etmektedir (205).

Zirkonya esaslı seramiklerin dayanıklılıklarını, biaksiyal bükme testi kullanarak diğer alt yapı seramikleri ile karşılaştıran çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu araştırmaların sonuçları, Y-TZP esaslı seramiklerin, tüm alt yapı seramiklerinden daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir (10, 12, 29, 47, 128, 129).

Guazzato ve arkadaşları (47), In-Ceram Alumina (ICA) ve In-Ceram Zirconia (ICZ) seramiklerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. ICA'nın iki eksenli bükme kuvvetinin 600 (\pm 60) MPa ve ICZ'nin kuvvetinin 620 (\pm 61) MPa olduğunu bulmuşlardır. Materyallerin bükme dayanıklılıkları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olmadığını ancak ICZ'nin kırılma tokluğunun önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Itinoche ve arkadaşları (202) ICZ ve Procera AllCeram alt yapı seramiklerine periyodik yükleme uyguladıktan sonra iki eksenli bükme kuvveti testi uygulamışlardır. Yoğun sinterize alümina yapısında olan Procera'nın bükme kuvvetini (647 ± 48 MPa), zirkonya ile güçlendirilmiş cam infiltre alümina yapısındaki ICZ'den (497 ± 35 MPa) önemli şekilde yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda, 3 farklı markaya ait Y-TZP seramik materyalinden üretilen çeşitli kalınlıklardaki örnekleri kırılma dayanımları arasındaki farklılıklar incelenmiştir. Bizim araştırmamıza yardımcı olması amacıyla, zirkonya esaslı seramikler üzerine işlenen venerin kalınlığı ve translusentlik farklılıkları konusunda yapılmış çalışmalar değerlendirilmiştir.

Benetti ve ark yaptıkları çalışmada (16) porselen kalınlık miktarının ve yüzey işlemlerinin zirkonya üzerine etkilerini incelemişlerdir. Araştırmacılar zirkonyanın içeriğinde bulunan yüksek kristalin miktarı nedeniyle ışık dağılımını olumsuz etkilediği ve dolayısıyla opak oluşunu belirtmişlerdir (221). Bu opaklığı azaltmak için yüksek derecede translusent porselen kullanıldığı ve kalın bir tabaka venerleme yapıldığı bildirilmiştir. Bu şekilde porselen üzerine yapılan venerleme sonucunda chipping, delamination (tabaka şeklinde ayrılma) ve kırık oluşumunun arttığı gösterilmiştir. Ancak bu durumun nedenin sadece kalın tabaka şeklinde uygulanan porselen ile sınırlandırılmayacağı belirtilmiştir. Yüzey işlemlerinin etkisi inceleyen benzer çalışmalarda sinterleme derecesinin, sinterleme sonrası uygulanan soğutma işlemlerinin (221), restorasyonun geometik yapısının, alt yapı ile porselen kalınlığı miktarı arasındaki oranın, seramiğin dayanımının (222,223,224) ve porselen zirkonya arasındaki alt yapı bağlantısının kırılma dayanımı üzerinde etkili olduğunu belirtilmiştir. Sonuç olarak porselen kalınlığının fazla olmasının kırık oluşumu üzerindeki en etkili neden olduğu söylemişlerdir (225, 226). Ayrıca venerleme kalınlığı azaldığında, translusentliğin azaldığını da bildirilmiştir.

White ve ark yaptığı çalışmada zirkonya esaslı alt yapı materyallerinin üzerine uygulanan porselen venerin kalınlığına ve kalınlık değişkenine bağlı olarak kırılma dayanımı değerleri farklılıkları incelenmiştir (227). Her örnek için 1mm kalınlığında zirkonya ve porselen tabakalarında oluşan 8 farklı konfigürasyonda örnek hazırlanmıştır. Sonuç olarak venerlenen bölgelerde kırılma dayanımının azaldığı bu nedenle konektör bölgeleri gibi gerilimin fazla olduğu bölgelerin venerlenmemesi gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca alt yapı materyali ne kadar kalın üst yapı porselen tabakası ne kadar ince olursa kırılma dayanımının o kadar artacağı saptanmıştır. Tam seramik sistemlerde bozunmalara neden olan en baskın etkenin gerilme sonucu oluşan bozulmalar olduğu belirtilmiştir (228,229).

Rosentritt ve ark yaptığı çalışmada zirkonya alt yapıli tam seramikler de yaşanan chipping nedenleri ve chippingi artıran azaltan faktörleri incelemişlerdir. Venerleme tabakasının kalınlığı ve oklüzal alanın alt yapı tarafından desteklenme miktarının, restorasyonun bitiş çizgisinin morfolojisinin, zirkonya ve porselen tabakaları arasındaki yapışma miktarının, farklı materyallerin birleştirilerek tabakalanmasının ve sinterleme sonrası yapılan soğutma işleminde oluşan artık stresslerin chippingi arttıran nedenler arasında olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca teknisyenin işleyiş farklılığı, restorasyondaki tasarım değişikliklerinin, kişiler arasında değişen çiğneme kuvveti farklılıklarının ve zirkonyayı oluşturan materyallerin tanecik büyüklüğünün de chipping miktarını etkileyen faktörlerden olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar chippingin genellikle aşınmış ve bozulmuş yüzeylerden başladığını, özellikle karşıt diş ile uyumlandırma yapılırken, aşındırılan bölgelerde chippingin daha fazla görüldüğü sonucuna varmışlardır. Bu nedenle oklüzal uyumlama sonrası zirkonya üzerindeki porselenin mutlaka çok iyi bir şekilde cilalanması tavsiye etmişlerdir. Bu çalışmada sonuç olarak çok dik eğimli tüberküller oluşturulmasının uyumlama sonrası yüzeylerin az cilalanması ve pürüzlü bırakılmasının, clenching veya burksizim gibi nedenlerle stresin artmasının kırık oluşumu ve chipping oluşumu üzerinde çok fazla etkisi olduğunu söylemişlerdir (230).

Baldisara ve ark. gözlerimizin, doğal diş ile seramik kuronlar arasındaki farklılığı çok az dahi olsa translusentliğin ve renk uyumunun sağlanamaması sonucu kolaylıkla ayırt edebileceğini belirtmişlerdir (221). Yaptıkları çalışmada farklı cad/cam sistemlerinin kullanılarak üretilen zirkonya alt yapıların translusentlik farklılıkları kıyaslanmıştır. Tam seramiklerde, metal destekli seramiklere kıyasla translusentliğin çok daha iyi sağlandı ve bu translusentlik miktarının seramik tabakasının kalınlık miktarının ters orantılı olduğu belirtmişlerdir. Kontrol grubu olarak lityum disilikat alt yapıli Ips emax press kullanılmış ve 7 farklı firmanın zirkonya alt yapı materyali tam seramik örnekleri translusentlikleri açısından kıyaslanmıştır. Örnekler üretilirken fimaların önerdiği en düşük kalınlık değerine göre üretilmiştir. Sonuç olarak 0,3 ve 0,5 mm kalınlığında üretilen Lava zikon markasının translusentlik miktarı ile kontrol grubunun translusentlik miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilemediğini belirtmişlerdir. Yapılan bir çok çalışma zirkonyayı oluşturan taneciklerin küçük olmasının translusentliği önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir (229).

Heffernan ve ark. yaptıkları çalışmada 6 farklı tam seramik firmasının translusentlik oranları karşılaştırılmıştır. Alt yapı materyal kalınlıkları üreticilerin tavsiye ettiği en düşük değere göre belirlenmiştir. Çalışmada kullanılan zirkonya esaslı alt yapı materyali olan In-Ceram Zirconia kalınlığı 0.49 ± 0.01 mm olarak belirlenmiş ve ayrıca bir referans gösterilmemiştir. Çalışma sonucunda translusentlik değeri en yüksekten en düşüğe doğru şu şekilde sıralanmıştır Vitadur Alpha dentin (standard) > In-Ceram Spinell > Empress, Procera, Empress 2 > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zirconia (230).

Zirkonya esaslı alt yapı materyallerinin kalınlık farklılıklarının kırılma dayanımı üzerine etkisini incelediğimiz çalışmamızda farklı markalara ait ve/veya farklı kalınlıklara sahip örneklerin kırılma dayanımlarını karşılaştıran çalışmalardan yaralandık.

Yılmaz ve ark. yaptıkları çalışmada 6 farklı markanın tam seramik materyalinin kırılma dayanımları ve kırılma tokluğu değerleri kıyaslanmıştır. Çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi kırılma dayanımı ölçüm yöntemlerinden üç top üzeri piston ile kırma deneyi uygulanmıştır. Kullanılan örnekler $1,2 \pm 2$ mm olarak standardize edilmiştir. Çalışma sonucunda zirkonya esaslı alt yapı örneklerinin kırılma dayanımı ve kırılma tokluğu diğer tam seramik örneklerle oranla istatistiksel olarak önemli derecede yüksek çıkmıştır (231).

Chen ve ark yaptığı çalışmada dört farklı markanın tam seramik uygulamalar için üretilmiş alt yapı örneklerini kullanarak, translusentlik ve kırılma dayanımları arasında kıyaslama yapmışlardır. Alt yapı material kalınlıkları $0,5 \pm 0,05$ olarak standardize edilmiştir. Lityum disilikat içerikli alt yapı örneğinin translusentlik değeri en yüksek oranda bulunurken, kırılma dayanımı en az bulunmuştur. Zirkonya esaslı alt yapı materyalinin ise kırılma dayanımı en yüksek oranda bulunurken translusentliği en az oranda bulunmuştur. Kalınlık değerleri belirlenirken firmaların tavsiye ettiği en az kalınlık değerleri dikkate alınmıştır. Ancak firmaların bu kalınlık değerlerini hangi çalışmalara dayanarak belirledikleri konusunda bir referans sunulmamıştır (232).

Potiket ve ark. yaptıkları çalışmada alimuna esaslı tam seramikler örnekler ile zirkonya esaslı alt yapı örneklerin kırılma dayanımları arasındaki farklılıklar

kıyaslanmıştır. Kontrol grubu olarak metal kuronlar seçilmiştir. 0,4 mm kalınlığında Procera AllCeram, 0,6mm kalınlığında Procera AllCeram ve 0,6mm kalınlığında Procera AllZirkon kullanılmıştır. Sonuç olarak her dört grup arasında da kırılma dayanımı miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (233).

Çalışmamızda aynı kalınlıkta ve aynı yüzey işlemleri uygulanan farklı markalara ait örneklerde farklı bükme dayanım kuvvetleri elde edilmiştir. Alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Noritake alt yapı sisteminin bükme kuvveti ortalaması, Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Ceramill ve Zirkonzahn alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Markalar arası farklılıklar sonucu gelişen bükme dayanımı farklılıklarının zirkonya bloklar oluşturulurken bağlayıcı miktarlarının farklı oranlarda ve çeşitlilikte seçilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Araştırmacılar zirkonya esaslı alt yapı cam seramiklerden üretilebilecek köprülerin kuron sayısı ve konnektör kalınlığıyla ilgili birçok araştırma yapmışlardır. Bu şekilde ağız içinde kullanılması gereken değerleri belirlemişlerdir.

Larsson ve ark. yaptığı araştırma sonucunda bazı üreticilerin tam ark şeklindeki restorasyonlarda zirkonya alt yapı tam seramiklerin kullanılabilceğini önersele de sabit restorasyonlarda en fazla beş üyeli köprülerin uygulanabileceği sonucuna varmışlardır (234).

Sailer ve ark. yaptıkları çalışmada, beş üyeli köprüler için gerekli olan konnektör kalınlığının $18.49 \times 19.28 \text{ mm}^2$ olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca beş yıl süresince takip edilen hastalarda %97.8 oranında başarı sağlandığını belirtmişlerdir (235).

Rosentritt ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı tam seramik uygulamalarda anatomik kesime uygun yapılan restorasyonların ampirik kesime göre yapılan restorasyonlara oranla alt yapıların çok daha yüksek kırılma dayanımına sahip oldukları belirtilmiştir (236).

Keough ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı tam seramik uygulamalarda anatomik kesime uygun yapılan restorasyonların ampirik kesime göre yapılan restorasyonlara oranla altyapı üzerine uygulanan porselen tabakasının çok daha yüksek kırılma dayanımına sahip oldukları belirtilmiştir (237).

Üye sayısı, konnektör kalınlıkları verner kalınlıkları ile ilgili yapılan araştırmaları incelediğimizde bu konuların literatürde geniş yer bulunduğunu gördük. Ancak uygulanacak köprü veya kuronların ağız içerisindeki basınçları karşılayabilmesi için gerekli olan en az kalınlık değeri hakkında yeterli araştırmaya rastlayamadık. Kırılma dayanımlarını belirleyen birçok araştırmayı inceleyerek, deneylerinde kullandıkları altyapı kalınlık değerinin nasıl belirlendiğine ulaşmaya çalıştık.

Ariel ve ark. zirkonya esaslı alt yapılı üç üyeli posterior köprülerin kısa dönemdeki başarısının değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlar. Bu çalışmada hastaları ortalama 31.2 hafta izlemişlerdir. Sonuç olarak kısa dönemde posterior üç üyeli zirkonya esaslı tam seramiklerin başarılı sonuç gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmada kullanılan örneklerde Lava marka zirkonya alt yapılar kullanılmış ve örnekler üretici firmanın talimatına göre hazırlanmıştır. Örneklerde altyapı materyalinin konnektör kalınlığı 9mm² duvar kalınlığı en az 0,6mm olarak belirlenmiştir. Ancak bu alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (238).

Sailer ve ark. zirkonya esaslı alt yapılı üç veya beş üyeli posterior köprülerin beş yıllık dönem içerisindeki başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda üç veya dört parçalı köprülerin başarı oranının çok yüksek olduğunu ancak beş üyeli köprülerde aynı başarının sağlanmadığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmada Cercon, DeguDent marka zirkonya esaslı tam seramik materyali tercih edilmiştir ve hazırlanan örneklerin üretim şekilleri üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanmıştır. Alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (239).

Molin ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı alt üç üyeli posterior köprülerin beş yıllık dönem içerisindeki başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda üç üyeli köprülerin posterior bölgede yüksek oranda başarı

gösterdiğini ancak daha fazla üyeli köprüler için yeni çalışmalar ihtiyaç olduğunu saptamışlardır. Çalışmalarında Denzir marka zirkonya alt yapılar kullanılmış ve örnekler üretici firmanın talimatına göre hazırlanmıştır. Örneklerde altyapı materyalinin duvar kalınlığı en az 0,5mm olarak belirlenmiştir. Ancak alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (240).

Tinschert ve ark. yaptığı çalışmada zirkonya altyapı esaslı köprülerin beş yıllık dönem içerisindeki başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada DC-Zirkon marka zirkonya esaslı tam seramik materyali tercih edilmiştir. Örneklerde altyapı materyalinin konnektör kalınlığı 16mm² duvar kalınlığı en az 0,6mm olarak belirlenmiştir. Ancak bu alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir. Çalışma sonucunda dört üyeli köprülerde zirkonya esaslı köprülerin beş yıllık dönemde başarı oranı yüksek bulunmuş, daha uzun köprüler yapabilmek için daha fazla çalışma yapılması gerektiği belirtilmiştir (241).

Beuer ve ark. yaptığı çalışmalarda zirkonya esaslı alt yapı üç üyeli posterior köprülerin üç yıllık dönemdeki başarısının değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlar. Yaptıkları çalışma için Cercon, DeguDent marka marka zirkonya esaslı tam seramik materyali kullanılmıştır. Örneklerin altyapı kalınlık değerleri üretici firmanın talimatlarına göre dizayn edilmiştir. Bu kalınlık değeri belirli bölgelere göre 0,3mm ile 0,5mm arasında değişmiştir. Fakat bu alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir. Çalışma sonucunda üç üyeli köprülerin üç yıllık dönemde başarı değerleri yüksek bulunmuştur. Ancak ağız içinde kullanılacak en az alt yapı kalınlık değeri konusunda yeni çalışmalar yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır (242).

Smhmitt ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı alt yapı üç ve dört üyeli posterior köprülerin üç yıllık dönem içerisindeki başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda üç veya dört paçalı köprülerin başarı oranının çok yüksek olduğunu ancak beş üyeli köprülerde aynı başarının sağlanamadığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmada Lava marka zirkonya esaslı tam seramik materyali tercih edilmiştir ve hazırlanan örneklerin üretim şekilleri üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanmıştır. Alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (243).

Schmitter ve ark. yaptıkları çalışmada 36mm ve 46mm (ortalama 40,33mm) uzunluğundaki üç üyeli köprülerin ağız içerisindeki iki yıllık başarı durumları izlenmiştir. Yaptıkları çalışma için Cercon, DeguDent marka zirkonya esaslı tam seramik materyali kullanılmıştır. Örneklerin altyapı kalınlık değerleri üretici firmanın talimatlarına göre dizayn edilmiştir. Örneklerde altyapı materyalinin duvar kalınlığı en az 0,5mm olarak belirlenmiştir Ancak alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir. Çalışma sonucunda üç üyeli köprülerin ağız içerisindeki klinik başarısı yeterli bulunmuştur (244).

Wolfart ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya esaslı alt yapı üç ve dört üyeli posterior köprülerin dört yıllık dönem içerisinde ağız içi başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda üç veya dört parçalı köprülerin başarı oranının çok yüksek olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmada Cercon, DeguDent marka zirkonya esaslı tam seramik materyali tercih edilmiştir ve hazırlanan örneklerin üretim şekilleri üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanmıştır. Örneklerde altyapı materyalinin duvar kalınlığı oklüzal bölgede en az 0,5mm ve servikal bölgede en az 0,4mm olarak belirlenmiştir. Alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (245).

Beuer ve ark. zirkonya esaslı alt yapı tek kuron, üç ve dört üyeli posterior köprülerin üç yıllık dönemde başarısını değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlar. Çalışmada flourapatit içerikli venter porseleni kullanmayı denemişlerdir. Bu porselen türünün klinik başarısını inceledikleri çalışmada Cercon, DeguDent marka zirkonya esaslı tam seramik materyali kullanılmıştır. Çalışma sonucunda flourapatit içerikli venter porselenin estetik ve klinik performans açısından yeterli olduğunu saptamışlardır. Çalışmalarında örnekler üretici firmanın talimatına göre hazırlanmıştır. Örneklerde altyapı materyalinin duvar kalınlığı en az 0,5mm olarak belirlenmiştir Ancak alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir (246).

Roediger ve ark. yaptığı çalışmada zirkonya esaslı alt yapı üç ve dört üyeli posterior köprülerin dört yıllık dönem içerisinde ağız içi başarı durumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada kullanılan örneklerde Cercon, DeguDent marka zirkonya alt yapılar kullanılmış ve örnekler üretici firmanın talimatına göre

hazırlanmıştır. Örneklerde altyapı materyalinin konnektör kalınlığı 9mm² duvar kalınlığı en az 0,4mm olarak belirlenmiştir. Ancak bu alt yapı kalınlık değerlerinin hangi araştırmalara dayanılarak yapıldığı konusunda referans gösterilmemiştir. Çalışma sonucunda üç veya dört paçalı köprülerin başarı oranının yeterli olduğu ancak uzun dönemde özellikle mandibulada uygulanan posterior köprülerde simantasyonda sorun ve porselen kırıkları oluşabileceği öngörülmüştür (247).

Biz çalışmamızı tasarlarken diğer bizim çalışmamıza benzer niteliklerdeki zirkonya esaslı alt yapı materyali ile ilgili yayınları inceledik. Materyalin kırılma dayanımı ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda, örnekler hazırlanırken firmaların tavsiye ettiği en az kalınlık değerinin dikkate alındığı çalışmaları seçtik. Bu araştırmalarda ‘tavsiye edilen en az kalınlık değeri’ kavramı ile ilgili referans gösterilen araştırmaları saptamaya çalıştık. Ancak incelediğimiz bütün araştırmalarda, ‘tavsiye edilen en az kalınlık değeri’ ile ilgili referans olarak gösterilmiş bir başka araştırmaya rastlayamadık. Genel olarak incelediğimiz bütün araştırmalarda bu değeri seçerken, çalışmada kullanılan örneklerin ait olduğu firmanın üretim talimatlarına uygun şekilde hazırlandığını gördük. Bu nedenle piyasada ve araştırmalarda en sık kullanılan birçok firmaya e-posta yolu ile ulaşmaya çalıştık. Zironzahn, Ceramill, Cercon, Noritake vb. firmalarına gönderdiğimiz e-postalar ile firmalara ‘tavsiye edilen en az kalınlık değerini’ hangi araştırmalara dayanarak belirlendiğini sorduk. Zirkozahn firmasının gönderdiği cevapta köprülerin üye sayısına göre uygulanabilecek en az konnektör kalınlığı ve altyapının duvar kalınlığı konusunda bilgi verilmiştir. Fakat bu kalınlığın hangi ölçüm yöntemine göre belirlendiği konusunda bir bilgi bulunamamıştır. Diğer e-posta ile ulaştığımız hiçbir firmadan yanıt alınamamıştır. Sadece Cercon firmasının internet sitesinde Cercon altyapı materyalinin 0,5mm kalınlıkta dahi ağız içerisinde oluşabilecek stres ve gerilimlere karşı direnç gösterebileceği belirtilmiştir.

Aynı sabit yük uygulandığında ,malzemenin kalınlığı arttıkça birim alana etkilenen, basınç değeri azalır. Bunun sebebi malzemenin kalınlığı arttıkça gösterdiği direncin de artmasıdır.

Pioch ve Staehle yaptıkları araştırma sonucunda dental restoratif materyallerin ağız içerisinde kullanılabilmesi için 46,15 MPa ‘lık basıncı karşılayabilmeleri gerektiğini bildirmişlerdi (248).Gwinnett ise bu değer 36,18 MPa olduğunu

belirtmiştir (249). Chaiyabutr 25.16 MPa ve Balkenhol 11.1 MPa olarak saptamışlardır (250,251).

Biz araştırmamızı yorumlarken en yüksek değer olan 46,15 MPa'lık basıç değerini kabul ettik. Çalışmamızda 0,2 mm kalınlıklarındaki örneklerin bu basıncı karşılayamayacaklarını ve dental restorasyonlar için zirkonya esaslı alt yapı materyalleri tercih edildiğinde, kullanılabilir en az duvar kalınlığı değerinin 0,3 mm olması gerektiği sonucuna vardık.

Alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Noritake alt yapı sisteminin bükme kuvveti ortalaması, Ceramill ve Zirkozahn alt yapı sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı olarak düşüktür ($p<0.01$). Ceramill ve Zirkozahn alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Üç grupta da 0,5 mm , 0,6 mm , 0,7 mm ve 0,8mm kalınlıklarda bükme dayanımı benzer değerlerdedir. Noritake grubuna ait örneklerde 0,4 mm , 0,3 mm ve 0,2 mm kalınlıklarda örneklerin bükme dayanımı diğer gruplara göre daha düşüktür (Grafik 5,6).

Çalışmamızda kullanılan tüm gruplarda 0,3 mm veya daha fazla kalınlıklardaki alt yapı örneklerinin tek üye kron uygulamalarında, ağız içinde uygulabilecek basınça karşı mukavemet gösterebileceği belirlenmiştir. Daha ince üretilen altyapı dizaynlarının yeterli dercede direnç göstermeyeceği saptanmıştır. Ayrıca Noritake grubuna ait 0,3mm kalınlıkta ki örnekler dahi üç üyeli köprülerde kullanılabilir mukavemeti göstermiştir. Ceramil ve Zirkozahn gruplarında ise 0,4 mm ve üzerindeki kalınlıklarda kullanılan alt yapı sistemlerinin üç üyeli köprü uygulamalarında kullanılabilirliği saptanmıştır.

Bir tam seramik restorasyonun klinik başarısızlığı, hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri ve yorgunluk fenomeni gibi birçok faktöre bağlıdır. Dolayısıyla yapılan in vitro testlerle elde edilen bilgiler, klinik çalışmalarla desteklenmelidir. Ağız ortamında var olan pek çok etkenin, deney düzeneğine yansıtılamaması in vitro deneylerin genel sorunudur. Sonuç olarak klinik komplikasyonların azaltılması için çalışmaların devam etmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

1. 0,2 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm ve 0,8 mm kalınlıklardaki alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Ancak 0,3 mm ve 0,7 mm kalınlıktaki alt yapı sistemlerinin bükme kuvvetleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır.
2. Kalınlıklara göre bükme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir farklılık vardır. 0,2 mm altyapı sistemlerinin bükme kuvvetleri ortalaması 53,50 Mpa iken 0,8 mm alt yapı sistemlerinin bükme kuvvetleri ortalaması 35,27 Mpa' dır.
3. Farklı alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. 0,8 mm kalınlıktaki alt yapı sistemlerinde Noritake grubunun bükme kuvveti ortalaması 29,51 Mpa iken Zirkozahn sisteminde 37,77 Mpa ve Ceramill sisteminde 38,5 Mpa' dır.
4. Noritake alt yapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalaması Ceramill ve Zirkozahn altyapı sistemlerinin bükme kuvveti ortalamasına göre anlamlı derecede düşüktür.
5. Çalışmamızda kullanılan 0,3 mm veya daha fazla kalınlıklardaki alt yapı örneklerinin tek üyeli kuron uygulamalarında, ağız içerisinde uygulanabilecek basınca karşı mukavemet gösterebileceği belirlendi. Bu nedenle daha ince üretilen (0,2 mm) alt yapı dizaynlarının ağız içerisinde uygulanabilecek basınçlara karşı yeterli derecede mukavemet gösteremeyeceğini düşünmekteyiz.
6. Çalışmamızda kullanılan 0,4 mm veya daha fazla kalınlıktaki alt yapı örneklerinin üç üyeli kuron uygulamalarında ağız içerisinde uygulanabilecek basınçlara karşı yeterli derecede mukavemet gösterebileceği saptandı. Daha ince şekilde üretilen (0,2 ve 0,3 mm) alt yapı sistemlerinin ağız içerisindeki basınca karşı yeterli direnci gösteremeyeceğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85: 61- 66, 2001.
2. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 18(1): 12-9, 2002.
3. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21: 476- 482, 2005.
4. Mackert Jr. CM. Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heatpressed dental ceramic. *Int. J. Prosthodont*, 9: 261-5, 1996.
5. Craig RG. Restorative dental materials, 10th ed, Ed by RG Craig, Mosby Yearbook St Louis, 1997.
6. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128: 297-307, 1997.
7. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67: 859-865, 1992.
8. Isgro` G ,Pallav P, Van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaksiyal flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, 90: 465-73, 2003.
9. 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*, 33: 9-18, 2005.
10. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dental Mater*, 20: 449–456, 2004.
11. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*, 24 (3): 289- 298, 2008.
12. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent*, 28: 529- 535, 2000.
13. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31: 682–8, 2004.

14. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20: 1–25, 1999.
15. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. A review article. *Japanese Dental Science Review*, 44: 3-21, 2008.
16. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dental materials*, 23: 952–959, 2007.
17. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dental materials*, Sep; 27(9): 948-953, 2011
18. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res*, 18(3): 218-231, 2007.
19. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24: 299–307, 2008.
20. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. Review: An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35: 819 – 826, 2007.
21. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 93(4): 346-55, 2005.
22. Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater*, 21: 557–64, 2005.
23. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent*, 30: 161–9, 2002.
24. Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27: 2186–92, 2006.
25. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535–543, 2006.
26. Chu FCS, Frankel N, Smales RJ. Surface Roughness and Flexural Strength of Self-Glazed, Polished, and Reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha Porcelain Laminates. *Int J Prosthodont*, 13(1): 66-71, 2000.

27. Mackert Jr. CM, Russel JR. Leucite crystallization during processing of a heat pressed dental ceramic. *Int. J. Prosthodont*, 9: 261-5, 1996.
28. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat- pressed ceramics: Technology and strength, *Int J Prost*, 5: 9-16, 1992.
29. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress II glass-ceramic after different treatments, *Int J Prost*, 13: 468-472, 2000.
30. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98(2): 120-8, 2007.
31. Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 68: 174-179, 2004.
32. Baharav H, Laufer B, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*, 81: 515-519, 1999.
33. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. (7.Baskı) t.Ü. Basımevi, İstanbul, pp 19, 64-89, 1999.
34. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium*, 20 (12): 1115- 24, 1999.
35. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. (11. Ed) Saunders, pp 660-663, 2003.
36. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3.Baskı) t.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 30, 1990.
37. Kelly Robert J, Nishimura I, Campbell Stephen D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75: 18-32, 1996.
38. Goodacre Charles J, Campagni Wayne V, Aquilino Steven A. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85: 363-76, 2001.
39. Fauchard P, *The Surgeon Dentistry*, Cilt II, II. Baskı, *Classics of Dentistry Library*, Birmingham, AL, pp. 173-204, 1980.
40. White, S.N, Caputo A. A, Vidjak F.M. A, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 10: 52-58, 1994.
41. Wildgoose David G, Johnson A, Winstanley Raymond B. *Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into*

- dentistry: A historical literature review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91: 136-42, 2004.
42. Efeoğlu A. Dişhekimliği Tarihi, Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
43. Anusavacci KJ. Recent developments in restorative Dental Ceramics *JADA* 1993.
44. McLean J.W., *The Science and Art of Dental Ceramics Cilt I*. Quintessence Publishing Co., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1980.
45. Haselton RD, Arnold MA, Hillis LS. Clinical assesment of high-strength all ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83: 396-401, 2000.
46. Shillingburg RT. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3rd edition, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.
47. Wall JG and Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent Clinical North Am*, 36: 765-782, 1992.
48. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4): 339- 346, 2002.
49. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd edition, Quintessence Publishing Co. Inc, 2002.
50. Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C., *Dental Materials: Properties and Manipulation*, 8th edition, Mosby Publication, New York, 2003.
51. Touati, B, Miara, P, Nathanson P. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. Thieme Med. Pub. New York, 1998.
52. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20: 441- 448, 2004.
53. Yavuzyılmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Türk Prostodonti ve timplantoloji Derneği, Ankara şubesi Yayınlar. Ankara 2003, Sayı:1; 57.
54. Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Mosby Co. Newyork, 2002.
55. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I, GÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 22(1): 41-48, 2005.

56. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
57. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of Thermal Tempering on Strength and Crack Propagation Behavior of Feldspathic Porcelains J Dent Res, 70(6): 1009-1013, 1991.
58. Wassel R. Walls A. Steele J. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. Brit. Dent. J, 192(4):1-16, 2002.
59. Değer S, Caniklioğlu MB. Metal-Seramik çalışmalarında kullanılan seramik materyalinin genel özellikleri, A.Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 25: 115-120, 1998.
60. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent, 98: 389-404, 2007.
61. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glassceramic after different treatments, Int J Prosthodont, 13: 468-472, 2000.
62. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study, Int J Prost, 12: 122-128, 1999.
63. Schmidt C, Weigl P. Machinability of IPS Empress II framework ceramic: Potential for ceramic dentures, J Biomed Mater Rest, 53: 348-352, 2000.
64. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics, J Biomed Mater Res, 53: 297-303, 2000.
65. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. Journal of Prosthet Dent, 87: 189-196, 2002.
66. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, G Ü Dishekimliği Fakültesi Dergisi, 22: 49-60, 2005.
67. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent, 23: 911-918, 2002.
68. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding:a review of the literature, JProsthet Dent, 89: 268-274, 2003.
69. Trinkner TF, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative materyal, Compendium, 19: 1248-1255, 1998.

70. Zawta C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report, *Quint Int*, 32: 351-359, 2001.
71. Alvaro DB, Mecholsky Jr. JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent Mater*, 20: 956-962, 2004.
72. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent, 2005.
73. Ivoclar Vivadent AG. The Compatible All-Ceramic System, Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein, 2005.
74. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 19: 307- 312, 1998.
75. Pröbster L. Survival rate of In-ceram restorations. *Int. J. Prosthodont*, 6: 259-63, 1993.
76. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont*, 8: 239-46, 1995.
77. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont*, 15(2): 183-188, 2002.
78. May BK, Russel MM, Razzoog EM, Lang RB. Precision of fit: The Procera allceram crown. *J. Prosthet. Dent*, 80(4): 394-403, 1998.
79. Odman P, Andersson B. Procera all-ceram crowns followed for 5 to 10 years: A prospective clinical study. *Int. J. Prosthodont*, 15: 122-8, 2001.
80. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. The Procera AllCeram System. *Int.J. Periodont. Rest. Dent*, 20: 151-61, 2000.
81. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76: 140-144, 1996.
82. Potitek N, Gerard C, Finger M. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 92: 491-5, 2004.
83. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12: 395-400, 1999.
84. Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruitter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85: 261-267, 2001.

85. Denissen HW, Dozic A, van der Zel JM, van Waas MA. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84: 506- 13, 2000.
86. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava all-ceramic system. *J Prosthodont*, 14: 39-45, 2005.
87. LAVA- technical product profile.
88. Suarez M, Gonzalaz P, Pradies G. Comparison of the marginal fit of the Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int. J. Prosthodont*, 16: 229-32, 2003.
89. Kavo Everest CAD/CAM System Technical Information.
90. Hint-Els technical product profile.
91. DeguDent Dental Document: Cercon smart ceramics. Direction for use. DeguDent GmbH, Hanau, Germany 2003.
92. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer- assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4: 243- 262, 2001.
93. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4: 195-206, 2001.
94. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7): 655- 662, 2004.
95. Mörmann WH and Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. *Quintessence Int*, 27: 821-828, 1996.
96. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clinical N Am*, 46: 405-426, 2002.
97. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry, *Crit Rev Oral Biol Med*, 7(2): 134-143, 1996.
98. Rinke S, Hüls A. Copy-milled aluminas core ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 76: 343-346, 1996.
99. Zirkonzahn technical product profile.
100. Ceramill technical product profile.
101. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1): 25- 45, 2004.

102. Mc Laren EA, Terry DA. CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 637-653, 2002.
103. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9): 1289-1296, 2006.
104. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*, 2005: 1-16.
105. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36: 105-113, 2005.
106. Mehl A.,Hickel R. Current State of Development and Perspective of Machine Based Production Methods for Dental Restorations , *International Journal of Computerized Dentistry* , 2 , syf.9-35 , 1999 .
107. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* . , 38, syf.216-225 , 1977 .
108. Witkowski S, (CAD-)/CAM in dental technology, *Quint Dent Technol*, syf. 1-16: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled ' Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006 ' , 2005 .
109. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H, Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* . , 7(1), syf. 25-45, 2004 .
110. Duret F.,Blouin JL.,Duret B. , CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 117(6) , syf. 715-720, 1988.
111. Baysal B. Dishekimliğinde bilgisayar destekli üretim ve tasarm : CAD/CAM . , *Dentalife* , 23(5) , syf. 18-22, Haziran 2007.
112. Craig RG.,Ward ML. , *Restorative Dental Materials* , 10.baskı , syf. 474, 1997.
113. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, et al. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. *Gen Dent*. 51, syf.450-454 , 2003.
114. Ellingsen LA, Fasbinder DJ. In vitro evaluation of CAD/CAM ceramic crowns [abstract 2640]. *J Dent Res*, 81, syf. 331, 2002.
115. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H. , Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. , *Oper Dent* . , 26(4), syf. 367-374, 2001

116. May KB, Russell MM, Razzoog ME, et al. Precision of fit: the Procera AllCeram Crown. *J Prosthet Dent.* 80, syf. 394- 404, 1998.
117. Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T, et al. Milling time vs. marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations [abstract 1455]. *J Dent Res*, 82, syf. 194, 2003.
118. Ariko K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi.*, 70, syf. 114- 123, 2003.
119. Fradeani M., D'Amelio M., Redemagni M., Corrado M. , Five year follow-up with Procera all-ceramic crowns . *Quintessence Int*, 36, syf. 105- 113, 2005.
120. Geçkinli EA. "İleri Teknoloji Malzemeleri", İstanbul Teknik Üniversitesi Matbaası, İstanbul, 1-10; 29; 48-59; 105-112, 1992.
121. Metal Madenler Alt Komisyonu, İleri Teknoloji Hammaddeleri Çalışma Grubu Raporu, Ankara, s: 31-33, 2001.
122. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13: 131- 135, 2001.
123. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21: 984-991, 2005.
124. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19: 1489- 1494, 1998.
125. Covacci V, Bruzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20(4): 371- 6, 1999.
126. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25: 5539- 5545, 2004.
127. Saldana JM, Ramirez HB, Viguera DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 18(10): 2003.
128. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of YTZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15: 426-33, 1999.

129. Kosmac T, Oblac C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res Appl Biomater*, 53: 304-313, 2000.
130. Tinschert J, Natt G, Maustsch 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*, 14: 231- 238, 2001.
131. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all- ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92: 557- 62, 2004.
132. Othmer K. "Zirconium and zirconium compounds", *Encyclopedia of Chemical Technology*, John Wiley and Sons, Inc., 24: 867-902 (1987).
133. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II. System zirconia-lime. *Z anorg Allg Chem*, 180(1): 215- 224, 1929.
134. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glassinfiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 71: 453- 61, 1994.
135. Cura C, Saracoglu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite- bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent*, 89: 394- 399, 2003.
136. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 33: 117- 124, 2006.
137. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater*, 22 (1): 45-56, 2006.
138. Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herolds V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP Zirconia Ceramics. *J Dent Res*, 81 (7): 487- 491, 2002.
139. Akova T, Yoldaş O, Toroğlu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128: 630-637, 2005.
140. Curtis R, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y- TZP dental ceramic. *J Dent*, 34: 195-206, 2006.
141. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 68(6): 356–359, 1985.
142. Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont*, 15: 333- 338, 2002.

143. Garvie RC, Haaink RH, Pascoe RT. Ceramic steel Nature, 258: 703-704, 1975.
144. Tekeli, S., Davies, T. J., "Effect of Y₂O₃ Content on Sinterebility and Grain Growth in Zirconia-based Ceramics", Materials Science And Engineering A, 297(1-2): 168-175, 2001.
145. Butler EP. Transformation toughened zirconia ceramics. Mat. Sci. Tech, 1: 417-432, 1985.
146. Toplan HÖ. İleri Teknolojik Seramikler- 2. Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Yayınları. s: 45-74, 2007.
147. Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ. Surface machining of fine- grain Y-TZP. J Europ Ceram Soc, 20(14-15): 2447-2455, 2000.
148. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res, 82 (3): 238- 242, 2003.
149. Apholt W, Bindl A, Lüthy, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed in-ceram alumina and in-ceram-zirconia bars. Dent Mater, 17: 260-267, 2001.
150. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dental Mater, 18: 590- 595, 2002.
151. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. J Oral Rehabil, 30: 758- 764, 2003.
152. Scott, M. G., "Phase Relations in the Zirconia-Yitria System", J Mater Sci 10: 1527-1535, 1975.
153. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of three machinable ceramic materials. Quintessence Int, 39: 573- 579, 2008.
154. Piwowarczyk A, Bauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pretreatments. Oper Dent, 30: 382- 388, 2005.
155. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. Dent Mater 2006 Jan 18; 22: 824-31.
156. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu pK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. Int J Prosthodont, 17: 155- 64, 2004.

157. De Kler M, de Jager N, Meegdes M, van der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 34 (11): 841-7, 2007.
158. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, 24 (4): 471-475, 2008.
159. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater*, 330-332: 1263-6, 2007.
160. ZhuWZ, Zhang XB. Aging Behavior Of Tetragonal Zirconia Polycrystal (TZP) Ceramics In The Temperature Range Of 200°C to 350°C In Air. *Scripta Materialia*, 40 (11): 1229–1233, 1999.
161. Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science*, 26: 6706- 6714, 1991.
162. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* (2009), doi: 10. 1016/ j.dental.2009.
163. 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*, 96 (3): 154-164, 2006
164. Tseng W, Taniguchi M, Yamada T. Transformation strengthening of as-fired zirconia ceramics. *Ceramics International*, 25: 545- 550, 1999.
165. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Diaz LA. “Low Temperature Ageing of Zirconia- Toughened Alumina Ceramics and its Implication in Biomedical Implants”, *Journal of the European Ceramic Society*, 23: 2975-2982, 2003.
166. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all- ceramic dental bridges. *Dental Mater*, 23 (2): 177- 185, 2007.
167. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, 10: 106-114, 2006.
168. Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. . *Dent Mater*, 23 (1): 115-23, 2007.

169. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass- infiltrated alumina/ zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 21 (5): 454-463, 2005.
170. Yin L, Jahanmir S, Ives LK. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255 (9-10): 975-989, 2003.
171. Swain MV, Hannink RHJ. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. *J Am Ceram Soc*, 72 (8): 1358-64, 1989.
172. Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech*, 70 (1): 198- 206, 1997.
173. Van den Ber PH, De With G. Strength and residual stress of Mg-PSZ after grinding. *Wear*, 160 (2): 301-308, 1993.
174. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech*, 132 (1): 353- 364, 2003.
175. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A*, 345 (1): 155-163, 2008.
176. 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*, 91 (4): 356-362, 2004.
177. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass- infiltrated alumina/ zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Mater*, May; 21(5): 454- 463, 2005.
178. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/ CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*. May ;24(5):633- 638, 2008.
179. Badwal SPS. Grain-boundary resistivity in zirconia-based materials- effect of sintering temperatures and impurities. *Solid State Ionics*, 76: 67– 80, 1995.
180. Alcalá J. Instrumented micro- indentation of zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83: 1977–1984, 2000.
181. Anusavice KJ *Dental Ceramics In: Phillips' Science of Dental Materials* (11. Ed), Saunders pp 665- 719, 2003.
182. Senih Çahkkocaoğlu, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler) Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.

183. Craig RG. Restorative Dental Materials (8. Ed) Mosby, St Louis, 1989.
184. Combe EC. Notes on dental materials. 5. Ed, Bell And Bain Limited, Glasgow, 1986.
185. Suansuwan N, Swain MV Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. J Oral Rehabil, 28: 133- 139, 2001.
186. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic Dent Mater, 17: 21- 33, 2001.
187. International Organization for Standardization-ISO 6872 Dental Ceramic, 1995.
188. Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors effecting enamel and ceramic wear: A literature review J Prosthet Dent, 87: 451- 459, 2002.
189. Mencik J. Strength and Fracture of Glass and Ceramics. Amsterdam: Elsevier Science, 1992: 41- 49 In: Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia Int J Prosthodont, 15: 339-346, 2002.
190. Quinn GD. Hardness testing of ceramics Advanced Materials & Processes 154: 23- 27, 1998.
191. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods Dent Mater 23: 1079-1085, 2007.
192. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont. 11: 183-189, 1998.
193. Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. J Dent, 30 (4): 153-160, 2002.
194. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am, 48 (2): 513-530, 2004.
195. 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, 89 (4): 374-380, 2003.
196. Kelly JR. Perspectives on strength. Dent Mater, 11 (2): 103-110, 1995.
197. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. Dent Mater, 16 (6): 381-388, 2000.

198. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9: 434-439, 1996.
199. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 3 (3): 143-152, 2006.
200. ASTM, C1161-94. Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, 1996, pp: 226-232.
201. International Organization for Standardization. ISO 6872: 1995, Dental ceramic. Geneva: ISO; 1995.
202. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 22 (11): 1029-1034, 2006.
203. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 12 (6): 534-541, 1999.
204. Ban S. and Anusavice K.J. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*, 69: 1791-1799, 1990.
205. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part II. *J Dent*, 25 (5): 409-414, 1997.
206. Lawn BR. Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion: Solid State and Material Science*, 6 (3): 229-235, 2002.
207. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 20 (6): 587- 595, 2007.
208. Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*, 16 (6): 381-388, 2000.
209. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9: 434- 439, 1996.
210. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 3 (3): 143- 152, 2006.
211. ASTM, C1161-94. Standard test method for flexural strength of advanced ceramics at ambient temperature, 1996, pp: 226-232.

212. International Organization for Standardization. ISO 6872:1995, Dental ceramic. Geneva: ISO; 1995.
213. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 22 (11): 1029-1034, 2006.
214. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont*, 12 (6): 534-541, 1999.
215. Ban S. and Anusavice K.J. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*, 69: 1791- 1799, 1990.
216. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part II. *J Dent*, 25 (5): 409-414, 1997.
217. Lawn BR. Ceramic-based layer structures for biomechanical applications. *Current opinion: Solid State and Material Science*, 6 (3): 229-235, 2002.
218. Chai J, Chu FC, Chow TW, Liang BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont*, 20 (6): 587- 595, 2007.
219. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/ zirconia (Y- TZP) dental ceramics. *Dent Mater*, Aug; 27(8): 786-95, 2011.
220. Denry I, Kelly JR. State of art zirconia for dental applications. *Dental Mater*, 24 (3): 289-307, 2008.
221. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*, Jul; 25(7): 857-62, 2009.
222. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all- ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*, Jun; 5 (5): 1668, 2009.
223. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater*, Aug; 26(8): 743-50, 2010.
224. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*, Sep; 55(3): 306-10, 2010.
225. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*, Feb; 101(2): 119-27, 2009.

226. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all- ceramic system. *J Prosthet Dent*, Aug; 94(2): 125-31, 2005.
227. Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont*, Sep-Oct; 3(5): 430-40, 1990.
228. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig*, Dec;15(6): 1007-12, 2011.
229. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, Jul; 104(1): 6-12, 2010.
230. 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*. Jul; 88(1):4-9, 2002.
231. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, Aug; 98(2):120-8, 2007.
232. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*, Nov; 24(11): 1506-11, 2008.
233. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, Nov; 92(5): 491-5, 2004.
234. Christel Larsson, Sammah El Madhoun, Ann Wennerberg, Per Vult von Steyern Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical oral implants research*, 23(7): 820-6, 2011.
235. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, Jul-Aug; 20(4): 383- 8, 2007.
236. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, Dec; 37(12): 978-83, 2009.
237. Keough BE, Kay HB, Sager RD, Keen E. Clinical performance of scientifically designed, hot isostatic- pressed (HIP'd) zirconia cores in a bilayered all-ceramic system. *Compend Contin Educ Dent*. Jul-Aug; 32(6): 58- 68, 2011.

238. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, Oct; 96(4): 237-44, 2006.
239. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*, Nov- Dec; 22(6): 553- 60, 2009.
240. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia based Denzir 3- unit FPDs. *Int J Prosthodont*, May-Jun;21 (3):223-7, 2008.
241. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont*, May-Jun; 21(3): 217- 22, 2008.
242. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig*, Dec; 13(4): 445- 51, 2009.
243. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. . Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*. Nov-Dec; 22(6): 597- 603, 2009.
244. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil*, Aug; 36(8): 610-5, 2009.
245. Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci*, Dec;117(6): 741-9, 2009.
246. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int*, Sep; 41(8): 631-7, 2010.
247. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont*, Mar-Apr; 23(2): 141-8, 2010.
248. Pioch T, Staehle HJ. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentinoenamel junction. *Quintessence Int*, Oct; 27(10): 711-4, 1996.
249. Gwinnett AJ. A new method to test the cohesive strength of dentin. *Quintessence Int*, Mar; 25(3): 215- 8, 1994.

250. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J Prosthet Dent*, Sep; 100(3): 194- 202, 2008.
251. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent*, Jan; 36(1): 15-20, 2008.

ÖZGEÇMİŞ

1- GENEL

| | | |
|--------------------------------------|---|--|
| ADI SOYADI: | Ece Tatar SIDAL | |
| YAZIŞMA ADRESİ : | Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Diş Hastanesi Bağdat cad. No:238 Göztepe - 34728 İstanbul/Türkiye | |
| DOĞUM TARİHİ: | 07.09.1982 | |
| TEL : 0 216 363 60 44 | GSM: 0533 504 38 84 | |
| E-POSTA : ece_tatar@yahoo.com | FAKS : 0 216 363 62 11 | |

2- EĞİTİM

| | |
|-------------|---|
| 1989 - 1991 | Gaziantep Kolej Vakfı ilköğretim Okulu - Gaziantep |
| 1992 - 1994 | Akyol İlköğretim Okulu - Gaziantep |
| 1995 - 2001 | Gaziantep Kolej Vakfı Özel Lisesi-Gaziantep |
| 2002 - 2007 | Lisans / Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul |
| 2008 - 2013 | Doktora / Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi- İstanbul |