

Gül Melike GÜNGÖR İLHAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DENİZLİ-2023

T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**SÜT DİŞLERİNDE CAD/CAM İLE ÜRETİLMİŞ  
ZİRKONYA KURONLARIN KIRILMA YÜKÜNÜN İN  
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ: İKİ FARKLI  
SİMAN TİPİ VE ARALIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Gül Melike GÜNGÖR İLHAN

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Hilal ÖZBEY İPEK

DENİZLİ-2023

T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**SÜT DİŞLERİNDE CAD/CAM İLE ÜRETİLMİŞ  
ZİRKONYA KURONLARIN KIRILMA YÜKÜNÜN İN  
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ: İKİ FARKLI  
SİMAN TİPİ VE ARALIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Gül Melike GÜNGÖR İLHAN**

**ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üyesi Hilal ÖZBEY İPEK**

**DENİZLİ-2023**

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Koordinasyon Birimi tarafından (Proje No: 2022DİŞF004) desteklenmiştir.

**PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**FAKÜLTESİ**  
**UZMANLIK TEZİ ONAY FORMU**

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

**Gül Melike GÜNGÖR İLHAN**

İmza



## TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimime adım attığım andan itibaren, bilgi birikimine ve hayat görüŐüne hayranlık beslediğim, saygıdeğer hocam Dr. Öğr. Üyesi Yıldırım Erdoğan'a,

Eğitimime olan katkıları ve tez sürecimdeki yardımları için minnet duyduğum değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Hilal zbey İpek'e,

Eğitimim süresince bilgi ve düŐüncelerine baŐvurduđum, tecrübelerini daima sabırla paylaŐan Doç. Dr. Ceylan ağıl Ertuğrul'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca aklıma takılan her soruyu güler yüzüyle cevaplayan, hakkını asla ödeyemeyeceğim sevgili hocam Dr. Öğr. Üyesi Arif Bolaca'ya,

Tüm içtenliği, yardımseverliği ve sabrıyla tezimin oluŐmasında büyük emek ve vakit harcayan Dt. Esra elikbilek Erdoğan'a,

Tez alıŐması laboratuvar kısmının yürütülmesine katkıda bulunan değerli hocam Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ğretim yesi Dr. Alper Kaptan'a,

Biricik dostlarım Uzm. Dt. Aybüke İpek Atik, Dr. Öğr. Üyesi Gülfem Uçan'a ve birlikte çalıŐmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaŐlarıma,

Hayatımın her döneminde desteklerini hissettiğim canım ailem Aysel Güngör, Zeki Güngör, Melahat Ceylan, Agâh Ceylan'a,

Tüm zorlu süreçlerde yanımda olan, desteğini ve fedakârlığını esirgemeyen sevgili eŐim Ekin İlhan'a

En içten teŐekkürlerimi sunarım...

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; süt azı dişlerinde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemi kullanılarak farklı siman aralıklarında elde edilen zirkonya kuronların kırılma dayanımlarına farklı yapıştırma simanlarının etkisinin in vitro koşullarda değerlendirilmesidir.

**Yöntem:** Toplamda 40 adet çekilmiş süt II. azı dişi, her bir grupta 10 diş olmak üzere 4 gruba ayrılmıştır. Preparasyonları tamamlanan dişler akrilik bloklara gömülmüştür. Kuronlar, CAD/CAM sisteminde 100 µm ve 200 µm oklüzal siman aralıklarında olmak üzere zirkonya bloklardan (InCoris TZI C, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) üretilmiştir (n=20). Her bir grup kendi içerisinde cam iyonomer siman ve adeziv siman ile yapıştırılmak üzere iki gruba ayrılmıştır (n=10). Simantasyondan sonra örnekler kırılma testine kadar distile suda bekletilmiştir. Tüm örneklerle 10 mm/dk hızda universal test cihazı ile yük uygulanmıştır. Her bir örneğin kırılma yükü Newton (N) cinsinden ölçülüp kaydedilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, ABD) paket programı ile yapılmıştır.

**Bulgular:** Çalıştığımız simanlar ve siman aralıklarının zirkonya kuronların kırılma dayanımı üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ). En yüksek kırılma değeri ortalaması, 100 µm siman aralığında ve adeziv rezin siman kullanılan grupta görülmüştür.

**Sonuç:** Bu çalışmanın sınırları içerisinde, süt dişlerine uygulanan CAD/CAM zirkonya kuronların kırılma dayanımları değerlerinin yüksek olduğu söylenebilir. Uygulanan siman aralıkları değerleri ve simanlar birbirlerinin alternatifi olarak kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** Kırılma dayanımı, monolitik CAD/CAM zirkonya kuron, siman aralığı, siman.

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study is to evaluate the effect of different adhesive cements on the fracture strengths of zirconia crowns obtained using the computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) system in primary molars at different cement intervals under in vitro conditions.

**Method:** A total of forty extracted primary second molars were divided into four groups, each containing 10 teeth. Prepared teeth were embedded in acrylic blocks. Crowns were fabricated with computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) system at 100  $\mu\text{m}$  and 200  $\mu\text{m}$  cement spacing. Each cement spacing group was further divided into two equal subgroups for cementation with glass ionomer cement and adhesive resin cement (n=10). After cementation, samples were stored in distilled water until fracture testing. Universal testing machine applied a load at a crosshead speed of 10 mm/min. The fracture load of each specimen was measured and recorded in Newtons (N). The statistical analysis of the obtained data was performed using the NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software package program (Utah, USA).

**Results:** It was observed that the different cements and cement spacing did not have a statistically significant effect on the fracture strength of zirconia crowns ( $p>0.05$ ). The highest mean fracture load value was observed in the group where adhesive resin cement was used at a 100  $\mu\text{m}$  cement spacing.

**Conclusion:** Within the limitations of this study, it can be stated that the fracture resistance values of CAD/CAM zirconia crowns applied to primary teeth are high. The values of the applied cement spacings and the cements can be used as alternatives to each other.

**Keywords:** Fracture strength, monolithic zirconia crown, cement spacing, cement, CAD/CAM.

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	I
<b>ABSTRACT</b>	II
<b>İÇİNDEKİLER</b>	III
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b>	V
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	VI
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	VIII
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Süt Dişlerinin Restoratif Tedavisi	3
2.2. Süt Azı Dişlerinde Uygulanan Restoratif Materyaller	4
2.2.1. Amalgam	4
2.2.2. Cam İyonomer Siman	5
2.2.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	5
2.2.4. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezin	6
2.2.5. Giomer	6
2.2.6. Kompozit Rezin	6
2.3. Süt Azı Dişlerinde Uygulanan Kuron Restorasyonları	7
2.3.1. Paslanmaz Çelik Kuron	8
2.3.2. Polikarbonat Kuron	10
2.3.3. Strip Kuronlar	10
2.3.4. Prefabrike Zirkonyum Kuronlar	11
2.4. CAD/CAM Sistemleri	12
2.5. Süt Dişlerinde Uygulanan CAD/CAM Restorasyonlarını İçeren Çalışmaların Gözden Geçirilmesi	15
2.6. CEREC Sistemi	17
2.6.1. CEREC Sisteminde Kullanılan Güncel Materyaller	18
2.7. Zirkonya (Zirkonyum Dioksit) Seramikler	20
2.7.1. Zirkonyumun Genel Yapısı ve Özellikleri	20
2.7.2. Zirkonyumun Mekanik Özellikleri	23
2.7.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi	26
2.7.4. Monolitik Zirkonya Bloklar	26



2.8. Yapıştırma Simanları	28
2.8.1. Çinko Fosfat Siman	29
2.8.2. Çinkopolikarboksilat Siman	29
2.8.3. Cam İyonomer Siman	30
2.8.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	32
2.8.5. Rezin Simanlar	32
2.9. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu	36
2.10. Siman Aralığı	37
2.11. Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi	37
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>39</b>
3.1. Etik Onay	39
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller	39
3.3. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	40
3.4. Çalışma Gruplarının Hazırlanması	41
3.5. Dişlerin Preparasyonları	43
3.6. CAD/CAM ile Zirkonya Kuronların Üretilmesi	44
3.7. CAD/CAM ile Üretilmiş Zirkonya Kuronların Simantasyon İşlemi	52
3.8. Örneklerin Kırılma Yüğü Testi	54
3.9. İstatistiksel Analiz	55
<b>4. BULGULAR</b>	<b>57</b>
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>59</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>71</b>
<b>KAYNAKÇA</b>	<b>72</b>
<b>EKLER</b>	<b>93</b>
Ek 1. ETİK KURUL ONAYI	93
Ek 2. ETİK KURUL DEĞİŞİKLİK ONAYI	94
Ek 3. ETİK KURUL DEĞİŞİKLİK ONAYI	95
Ek 4. ÖZGEÇMİŞ	96

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

**AAPD** : American Academy of Pediatric Dentistry

**CAD**: Computer Aided Design

**CAM**: Computer Aided Manufacturing

**CAD/CAM**: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

**N**: Newton

**PÇK**: Paslanmaz Çelik Kuron

**PMMA**: Polimetilmetakrilat

**PVPÇK**: Prefabrike Veneere Edilmiş Paslanmaz Çelik Kuron

**PZK**: Prefabrike Zirkonyum Kuron

**UDMA**: Üretan Dimetakrilat

**Y-TZP**: Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal

**cm**: Santimetre

**mm**: Milimetre

**µm**: Mikrometre

**MPa**: Megapascal

**GPa**: Gigapascal

**3D**: Üç Boyutlu

**°C**: Santigrat derece

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. CEREC Primescan sistemi (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya)	18
Şekil 2.2. Zirkonyumun ısıya bağlı faz değişimi	21
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan süt II. azı dişi örnekleri	41
Şekil 3.2. Akrilik rezin	41
Şekil 3.3. Dişlerin plastik bloklar içerisinde akriliğe gömülmesi	41
Şekil 3.4. Çalışmanın akış şeması	43
Şekil 3.5. Dişlerde yapılan preparasyon miktarı	44
Şekil 3.6. Prepare edilmiş süt dişi örneği	44
Şekil 3.7. A. CEREC SW 5.2 yazılımının giriş ekran görüntüsü B. "Add New Patient" seçeneği C. "Add New Case" seçeneği	45
Şekil 3.8. Administration aşaması	46
Şekil 3.9. Optik tarayıcı ile görüntü elde etme	47
Şekil 3.10. Modelin çene arkına yerleştirilmesi bukkö-lingual ve mesio-distal akslarının ayarlanması	48
Şekil 3.11. Modelin basamak sınırlarının belirlenmesi	48
Şekil 3.12. Restorasyon parametrelerinin belirlenmesi	49
Şekil 3.13. Oklüzal ve radyal siman aralıklarının belirlenmesi	49
Şekil 3.14. Restorasyon morfolojisinin belirlenmesi	50
Şekil 3.15. Restorasyon pozisyonlandırılması	50
Şekil 3.16. Blok içerisinde restorasyonun pozisyonlandırılması ve üretim talimatlarının belirlenmesi	51
Şekil 3.17. InLab MC XL frezeleme cihazı	51
Şekil 3.18. A. InFire HTC Speed sinterleme fırını B. Sinterizasyon sonrası kuronların soğuması C. Kuronun sinterizasyon tamamlandıktan sonraki görünümü	52
Şekil 3.19. Voco Meron kapsül cam iyonomer yapıştırma simanı	53
Şekil 3.20. Calibra universal adeziv rezin siman	54
Şekil 3.21. Simantasyonu tamamlanmış örnekler	54
Şekil 3.22. Universal test cihazı	54

<b>Şekil 3.23. A.</b> Örneğin universal test cihazına yerleştirilmesi	55
<b>B.</b> Örneğin kırılma görüntüsü	
<b>Şekil 3.24.</b> Bilgisayar programında örneklerin kırıldığı maksimum kuvvetin kaydedilmesi	55
<b>Şekil 4.1.</b> Çalışmada elde edilen verilerin kullanılan siman tiplerine göre dağılımı	58

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 2.1.</b> CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler	19
<b>Tablo 2.2.</b> Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya çeşitlerinin fiziksel özellikleri	22
<b>Tablo 2.3.</b> Y-TZP'nin özellikleri	23
<b>Tablo 2.4.</b> Piyasada bulunan zirkonya bloklar ve üretici firmaları	27
<b>Tablo 2.5.</b> Incoris zirkonya blokların kimyasal içeriği	27
<b>Tablo 2.6.</b> CİS'lerin kullanım alanlarına göre sınıflandırılması	31
<b>Tablo 2.7.</b> Yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri	36
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller	40
<b>Tablo 3.2.</b> InCoris zirkonya örneklerin sinterlenme sıcaklıkları	52
<b>Tablo 4.1.</b> Grupların kırılma yükü değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri	57
<b>Tablo 4.2.</b> Kırılma yükünün gruplar arası karşılaştırılması	57

## 1. GİRİŞ

Diş çürüğü; beslenme yoluyla alınan karbonhidratların ve asit üreten bakterilerin varlığında diş sert dokularında yıkıma yol açan bulaşıcı ve kronik bir hastalıktır. Ana etkenlerin yanında ağız hijyeni, beslenme alışkanlıkları, ebeveynlerin sosyoekonomik ve eğitim düzeyleri gibi birçok faktör diş çürüğünün meydana gelmesinde rol oynamaktadır.<sup>1</sup>

Süt dişlerinin daimi dişlere göre yapısal olarak daha farklı olması sebebiyle süt dişlerindeki çürükler daimi dişlere kıyasla daha hızlı ilerlemektedir.<sup>2</sup> Süt dişleri, kendilerinden sonra yerlerine gelecek olan daimi dişlerin yerlerini tutmaktadır. Buna ilaveten, çiğneme hareketi ile çenelerin dikey gelişimlerini uyarma, beslenme, büyüme ve genel gelişimlerine katkıda bulunma, estetik ve fonasyonu yerine getirme gibi önemli işlevleri bulunmaktadır. Süt azı dişlerinin erken kaybı, maloklüzyona ve malpozisyona neden olabilmektedir.<sup>3</sup> Bu nedenlerle süt dişlerini, fizyolojik düşme yaşına kadar kadar ağız içerisinde fonksiyonda tutmak çocuğun genel sağlığını ve yaşam kalitesini olumlu yönde etkileyecektir.

Süt dişlerinde yıllar içinde en sık tercih edilen kuron tipi paslanmaz çelik kuron (PÇK) olmuştur.<sup>4</sup> Dayanıklı ve uzun ömürlü olması, tekrarlayan çürük oranının düşük olması gibi avantajlarına rağmen, PÇK'lar ebeveynlerin, hastaların ve klinisyenlerin estetik taleplerini karşılayamamaktadır.<sup>5-7</sup> PÇK'larda estetik problemi gidermek amacıyla estetik PÇK'lar, strip kuronlar, prefabrike zirkonya kuronlar (PZK) gibi diş rengine yakın materyallerden prefabrike kuronlar kullanılmıştır.<sup>8</sup> Bu kuronlar arasından mekanik olarak PÇK'lardan daha dayanıklı ve estetik olan PZK'ların, daha agresif diş preparasyonu gerektirmesi ve dişe uyumlanmasının zor olması dezavantajlarını oluşturmaktadır. Agresif diş preparasyonu, boyutları küçük olan süt dişlerinde fazla sert doku kaybına yol açarak pulpanın açılma riskini ve dolayısıyla tedavi süresini artırmaktadır.<sup>4</sup>

Son yıllarda teknolojinin gelişmesiyle birlikte CAD/CAM, üç boyutlu (3D) yazıcı gibi sistemler sayesinde üretilen restorasyonlar popülerlik kazanmıştır. Üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım ve üretim yapan CAD/CAM teknolojisi ile diş hekiminde

geçirilen zaman ve randevu sayısının azalması bir yana, ideal bir marjinal bütünlük, mükemmel oklüzal ve proksimal temas noktaları oluşturulabilmektedir. CAD/CAM cihazlarıyla, üstün mekanik özelliklere sahip birçok materyal ile dayanıklı restorasyonlar üretilmektedir.<sup>9,10</sup>

Dental restorasyonların ağız içerisindeki kuvvetlere karşı dayanıklı olması gerekmektedir. Kırılmaya karşı dirençte önemli faktörler arasında dayanıklı bir materyal seçiminin yanı sıra bağlantıyı sağlayan ve materyale destek görevi gören siman seçimi önem taşımaktadır. Dental simanlar, diş sert dokusuna kimyasal, mekanik ve mikromekanik olarak bağlanabilmektedir. İdeal bir siman; ağız içerisindeki sıvılarda çözünmeye karşı dirençli olmalı, güçlü bir adezyonla hem restorasyona hem dişe bağlanmalı, retansiyon sağlamalı, kolay manipüle edilebilmeli ve gerilim altında yüksek kırılma ve basma direncine sahip olmalıdır.<sup>11</sup> Bununla birlikte restorasyonun retansiyonunun sağlanması açısından oldukça önemli olan siman aralığındaki değişimler, simanın kuvvetlere karşı dayanımını etkileyerek kırılmaya neden olabilmektedir.<sup>12</sup>

Çocuk diş hekimliğinde, prefabrike kuronların yerini kişisel tasarımlara olanak sağlayan dijital diş hekimliğine bırakacağı düşünülmektedir. Erişilebilen kaynaklar incelendiğinde, süt dişlerinde uygulanan CAD/CAM restorasyonlara dair yapılan çalışmaların az sayıda olduğu görülmüştür. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyallerin süt dişlerine uyumunu karşılaştırmak ve iyileştirmek için klinik ve laboratuvar çalışmalarına gereksinim bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı süt azı dişlerinde iki farklı siman tipinin ve iki farklı siman aralığının, CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya kuronların kırılma dayanımına etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Süt Dişlerinin Restoratif Tedavisi

Diş çürüğünün, dünya genelinde çocukların %60-90'ını ve gelişmekte olan ülkelerde çürüğü önleyici ve durdurucu programların yetersiz olması nedeniyle okul çağı çocuklarının büyük çoğunluğunu etkileyen önemi büyük bir halk sağlığı sorunu olduğu kabul edilmiştir.<sup>13</sup>

Süt dişleri; konuşma, beslenme, çenelerin gelişimini uyarma ve estetik görünüme katkıda bulunma gibi fonksiyonlarının dışında, kendilerinden sonra yerlerine sürecek olan daimi dişler için yer tutucu görevi görmektedir. Süt dişlerinde oluşan diş çürüklerinin ağrı veya enfeksiyon meydana getirmesi sonucu çocukta beslenme güçlüğü, uyku bozukluğu, konsantrasyon kaybı, huzursuzluk meydana gelebilmektedir.<sup>3</sup> Ayrıca diş dokularındaki madde kaybı, dişlerin restore edilmesini zorlaştırarak erken dönemde kaybedilmesine neden olabilecek boyuta ilerleyebilmektedir.<sup>14</sup>

Süt azı dişleri daimi azı dişleriyle kıyaslandığında bazı yapısal farklılıklara sahiptir. Süt azı dişlerinin daimi azı dişlerinden daha ince olan mine ve dentin tabakası, geniş fissürlü oklüzal yüzeyleri ve düz interproksimal kontak alanları; çürükten daha fazla etkilenmesine yol açmaktadır. Ayrıca süt dişlerinin daimi dişlerle kıyaslandığında daha küçük boyutlarda olması, pulpanın daha büyük hacim kaplaması materyal seçimini etkilemekle birlikte kavite preparasyonu sırasında pulpanın açığa çıkma riskini artırmaktadır.<sup>15,16</sup>

Süt azı dişlerinin minesini, mine-sement sınırında birdenbire sonlanır ve bu dişler servikalde boğumlanmış bir görünüme sahiptir. Servikal üçlü konturlarının çıkıntılı olması ve servikaldeki daralma süt azı dişlerinde matriks uyumunu güçleştirmektedir.<sup>17</sup> Süt azı dişlerinin oklüzal tablalarının daimi dişlere göre bukkolingual yönde daha dar olması nedeniyle sınıf I ve II kavite preparasyonları esnasında bukkal ve lingual yönde genişletme zorlaşmaktadır.<sup>16</sup>

Süt dişlerinin bahsedilen bu yapısal farklılıkları ve çocuk hastalardaki kooperasyon güçlüğü, çocuk diş hekimlerinin tedavisini zorlaştırmaktadır. Tek seansta uygulanabilen, dayanıklı, estetik, biyouyumlu, uzun ömürlü materyaller ve sistemlerin



kullanımına gereksinim duyulmaktadır.<sup>18, 19</sup> Süt dişlerinde kullanılan materyallerden istenen özellikler şu şekildedir:<sup>20</sup>

- Kırılmaya ve aşınmaya karşı direnci yüksek olmalı,
- Dişin anatomik sınırlarına uygun formu vermeye elverişli olmalı,
- Preparasyon sonrası geriye kalan diş dokularına destek sağlamalı,
- Minimal kavite preparasyonuna imkan sağlamalı,
- Dış yüzeyi plak birikimini engelleyecek pürüzsüzlükte olmalı,
- Yeterli kenar uyumu sağlayıp stabil kalabilmeli,
- Dişe benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olmalı,
- Diş dokularına adezyon sağlamalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Kısa sürede kolayca uygulanabilmeli,
- Sekonder çürük oluşumunu engelleyebilmeli,
- Radyopak olmalı,
- Nem hassasiyeti düşük olmalı,
- Estetik olmalı,
- Mikrosızıntıyı engellemeli.

## **2.2. Süt Azı Dişlerinde Uygulanan Restoratif Materyaller**

Süt azı dişlerinin direkt restorasyonunda; amalgam, cam iyonomer siman (CİS), rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS), poliasit modifiye kompozit rezin (kompomer), giomer, kompozit rezin gibi restoratif materyaller kullanılmaktadır.<sup>21, 22</sup>

### **2.2.1. Amalgam**

Amalgam restorasyonlar, arka bölge dişlerin tedavisinde sıklıkla tercih edilmektedir. Dental amalgam toz şeklindeki gümüş, çinko, bakır ve kalayın civa ile alaşım şekline getirilmesi yoluyla elde edilmektedir. Süt azı dişlerinin sınıf I, sınıf V ve proksimal çizgi açılarını aşmayan ara yüz kavitelerinde uygulanması önerilmektedir.<sup>23</sup>

Amalgam uygulama kolaylığı, rezin içerikli restoratif materyallere kıyasla teknik hassasiyetin ve nem kontrolünün daha az önemli olması, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olması gibi olumlu özelliklere sahiptir. Buna karşın diş dokularına tutuculuğun sadece mekanik yolla sağlanması, kavite preparasyonu sırasında sağlıklı

dokunun kaldırılması ve estetikten uzak görüntüsü tercih edilmeme sebepleri arasında yer almaktadır.<sup>21</sup>

### **2.2.2. Cam İyonomer Siman**

Cam iyonomer simanlar, mineye ve dentine kimyasal yolla bağlantı kurabilen, florid salınımı yapabilen biyouyumlu materyallerdir. Diş yapısına yakın ısıl genleşme katsayıları, toksisite içermemeleri, çürük önleyici etkileri ve kolay manipülasyonları çocuk diş hekimliğinde sıkça kullanılmalarını sağlamıştır.<sup>24</sup>

CİS restorasyonların çiğneme kuvvetleri karşısında yetersiz mekanik dayanım göstermeleri, düşük aşınma dirençleri, opak olmaları, ikincil sertleşme reaksiyonuna dek neme karşı hassasiyetleri başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır.<sup>25</sup> Bu materyallerin kırılma dayanımlarının kompozit rezinlerden düşük olduğu bildirilmiştir.<sup>26</sup> CİS'lerin yetersiz mekanik özelliklere sahip olması sebebiyle sınıf II süt azı diş restorasyonlarında kullanımını önermeyen çalışmalar mevcuttur.<sup>27, 28</sup>

Cam iyonomer simanların yetersiz ve olumsuz özelliklerini geliştirebilmek amacıyla bileşenlerinin değiştirilmesi sonucu hibrit materyaller üretilmiştir. RMCİS ve poliasitle modifiye kompozit rezin bunlardan bazılarıdır.<sup>29</sup>

### **2.2.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar**

CİS'lerin fiziksel özelliklerinin güçlendirilebilmesi amacıyla yapısına rezin eklenmesi ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. RMCİS'in mekanik ve fiziksel özellikleri kompozit rezinden daha düşük CİS'ten ise daha yüksektir. RMCİS, %80 CİS ve %20 rezinden oluşmaktadır.<sup>30</sup>

RMCİS'lerin, CİS'lerde olduğu gibi diş dokularına benzer ısıl genleşme katsayısı, biyouyumluluk gibi olumlu özelliklere sahip olmasıyla birlikte daha uzun sertleşme süresi, daha kolay manipülasyon, daha yüksek aşınma direnci gibi avantajları bulunmaktadır. Bu avantajlarına rağmen RMCİS'ler CİS'lerle kıyaslandığında daha düşük florid salınımı yapmaktadır. Sertleşme esnasında daha çok polimerizasyon büzülmesi göstererek mikrosızıntı meydana getirebilmektedir. Diş dokuları ile daha zayıf bağlantı oluşturmaktadır.<sup>30, 31</sup> RMCİS'lerin süt azı dişlerinde kullanımının yalnızca sınıf I ve sınıf II küçük kavitelere önerilmiştir.<sup>30</sup>

#### **2.2.4. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezın**

Poliasitle modifiye kompozit rezın, içeriği %70 kompozit rezın ve %30 CİS'ten meydana gelen kompozit rezınlere benzeyen hibrit bir materyaldır. Kompozit rezınların estetik görüntüsü, CİS'lerin florid salınımı ve kimyasal adezyonu gibi olumlu özelliklerine sahiptir.<sup>29</sup>

Poliasitle modifiye kompozit rezının fiziksel ve mekanik özelliklerinin RMCİS ve geleneksel cam iyonmer simanlardan daha üstün olduğu belirtilmiştir. Poliasitle modifiye kompozit rezınlar, sınıf I, II, III ve V süt dişi kavıtelерinde tercih edilmektedir.<sup>32</sup> Aşırı madde kaybına sahip süt dişlerinde uzun dönem takibi ile ilgili yeterli çalışma bulunmadığından bu dişlerin kuron ile kaplanması daha uygun görülmektedir.<sup>33</sup>

#### **2.2.5. Giomer**

Giomer ismi, "glass ionomer" ve "polimer" kelimelerinden türetilmiştir. Giomerler, reaksiyona girmiş olan cam iyonmer taneciklerinin rezın matrisi içerisine yerleştirilmesi sonucu oluşturulan, kompozit rezınların ve cam iyonmer simanların özelliklerini birlikte taşıyan hibrit materyallerdir. Giomer, florid salımı ile CİS'e; estetik olması, cilalanabilirliği ve mekanik dayanım özellikleriyle kompozit rezınlere benzerlik göstermektedir.<sup>22</sup>

#### **2.2.6. Kompozit Rezın**

Kompozit rezınlar içeriğinde organik matrisi, inorganik doldurucu partiküller ve bunları birbirine bağlayarak mekanik özelliklerinin gelişmesini sağlayan bağlayıcı kısım bulunduran restoratif materyallerdir. Kırılma direncinin yüksek olması, estetik olması, minimal kavite preparasyonuna olanak tanınması, kalan dişi dokularını koruması, mine ve dentine adezyon ile bağlanabilmesi avantajları arasındadır.<sup>34</sup>

Kompozit rezınlar, uygulanırken teknik hassasiyet gerektirmektedir ve uygulaması amalgam restorasyonlara göre zaman alıcıdır. Bu nedenle işbirliği zayıf olan çocuklarda, izole edilemeyen kavıtelерde uygulanması başarısızlığa neden olabilmektedir. Kompozit rezın restorasyonların başlıca dezavantajı ise polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi, kompozit materyalin kavite duvarlarından ayrılması sebebiyle adezyonunun bozulmasına, marjinal boşlukların

oluşmasına yol açmaktadır. Marjinal boşluklar ise sekonder çürük, postoperatif hassasiyet, renklenme ve mikrosızıntıya yol açabilmektedir.<sup>35, 36</sup>

Yapılan bir çalışmaya göre kompozit restorasyonlarda amalgama göre 3,5 kat daha fazla sekonder çürük gelişiminin meydana geldiği rapor edilmiştir.<sup>37</sup> Tate ve ark.<sup>38</sup>'nın genel anestezi altında yapılan tedaviler üzerinde yaptığı çalışmada süt dişlerine uygulanan PÇK'ların, kompozit rezin restorasyonların ve strip kuronların başarısızlık oranları değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre sırasıyla PÇK %8, kompozit rezin restorasyonlar %30, kompozit strip kron %51 oranında başarısızlık göstermiştir.

### **2.3. Süt Azı Dişlerinde Uygulanan Kuron Restorasyonları**

Süt ve karma dişlenme evresinde olan çocuklarda, restore edilmeyen ara yüz çürükleri ve hasar meydana gelen çok yüzlü restorasyonlarda dişlerin mezializasyonu neticesinde yer kaybı oluşabilmektedir. Süt azı dişlerinin düşme zamanına kadar ağızda fonksiyonda kalması amacıyla kuron restorasyonu uygulaması arktaki mezio-distal uzunluğun kaybını önlemekte; dişin yapısal bütünlüğünün devamlılığını, çiğneme kuvvetlerinin dayanıklı bir şekilde karşılanmasını ve dişin daha uzun ömürlü kullanılmasını sağlayabilmektedir.<sup>39, 40</sup> Süt dişlerinde kullanılmakta olan kuronların endikasyonları şu şekilde sıralanabilmektedir:<sup>4, 5, 21, 41</sup>

- Birden fazla yüzeyi çürük olan veya geniş bir çürük lezyonu bulunan dişlerin restorasyonu,
- Pulpotomi-pulpektomi tedavisi gibi endodontik tedavi uygulanan dişler,
- Abrazyon, atrizyon gibi nedenlerle aşırı kuron harabiyetine uğramış dişlerin restore edilmesi,
- Generalize veya lokalize gelişim anomalilerine sahip (amelogenezis imperfekta, dentin displazisi, mine hipoplazisi vs.) dişlerin restorasyonu,
- Yer tutucu apareylerde ayak olarak kullanılacak dişlerin restorasyonu,
- Yüksek çürük riskine sahip çocuklarda restoratif uygulamalar,
- Çocukların genel anestezi altında yapılan restoratif diş tedavileri,
- Bruksizme sahip çocuk hastaların madde kaybına uğramış dişlerinin tedavileri,
- Servikal bölgelerdeki defektlerin tedavisi,
- Altındaki daimi diş germi eksik ve infraokluzyonda kalmış olan süt azı dişlerinin restorasyonu.

### 2.3.1. Paslanmaz Çelik Kuron

Paslanmaz çelik kuronlar, çocuk diş hekimlerinin kullanımına 1950'li yıllarda Humphrey WP tarafından sunulmuştur. Kuron morfolojisinde zaman içerisinde yapılan değişiklikler ile uygulaması kolay ve klinik şartlarda sıkça kullanılan kuronlar haline gelmiştir.<sup>4, 5, 41</sup>

Literatürde PÇK'ların dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonlar olduğunu kanıtlar nitelikte çalışmalar mevcuttur.<sup>41, 42</sup> PÇK ve amalgam restorasyonların karşılaştırıldığı retrospektif çalışmalarda çok yüzlü amalgam restorasyonlara kıyasla PÇK'ların daha uzun ömürlü olduğu gösterilmiştir.<sup>41</sup> Yapılan bir literatür derlemesinde, çok yüzlü çürüğü bulunan süt azı dişlerine uygulanmış PÇK ve amalgam restorasyonların başarısı değerlendirilmiş, PÇK'larda tekrarlayan çürük meydana gelme olasılığının, amalgam restorasyonlara kıyasla daha düşük olduğu ve PÇK'ların daha uzun süre ağızda fonksiyonda kaldıkları bildirilmiştir.<sup>42</sup> Madde kaybı aşırı olan süt dişlerinde PÇK kullanımının sağladığı avantajlar şunlardır: <sup>4, 5, 39, 41</sup>

- Amalgama göre kırılmaya karşı daha dayanıklı olması,
- Tek seansta ve kısa sürede uygulanabilmesi,
- İdeal mezio-distal kuron boyutunu ve ark uzunluğunu koruyup ideal kontak ve oklüzal ilişkiler sağlaması,
- Diğer restoratif materyallere kıyasla teknik hassasiyete daha az duyarlı olması,
- Düşük maliyetli olması,
- Dişlerin fizyolojik düşme yaşına kadar ağız içerisinde fonksiyonda tutulması.

PÇK'nın dayanıklılığı ve ağızda fonksiyonda kalma süresi üzerine çok sayıda çalışma mevcut olmakla birlikte klinik olarak amalgam ve RMCİS restorasyonlarına göre daha başarılı olduğu savunulmuştur.<sup>30, 43, 44</sup>

Papathanasiou ve ark.<sup>43</sup> farklı restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirdikleri çalışmalarında toplamda 604 restorasyonun ağızda kalma sürelerini incelemiştir. Buna göre uygulanan restorasyonların ağızda kalma süreleri çoktan aza sıralandığında; PÇK, amalgam, kompozit rezin ve cam iyonomer siman olarak belirtilmiştir. Bu çalışmaya göre; PÇK'lar %68, amalgam restorasyonlar %60, kompozit rezin restorasyonlar %40, cam iyonomer simanlar %5 oranında başarılı bulunmuştur. PÇK ve amalgam restorasyonlarının ortalama 5 sene, kompozit rezin

restorasyonların ortalama 32 ay ve cam iyonmer simanların ortalama 12 ay sağkalım süresinin olduğu bildirilmiştir.

Erica ve ark.<sup>45</sup> ortalama 22 aylık takip süresi ile toplam 988 süt azı dişine yapılan restorasyonların ağızda kalma süresini değerlendirmiştir. Buna göre PÇK'lar bir yıllık sürede %95,5 ve iki yıllık sürede %92,8; intrakoronel restorasyonlar ise bir yıllık sürede %92,0 ve iki yıllık sürede %80,0 oranında sağkalım göstermiştir. Paslanmaz çelik kronların, çok yüzeyli çürüklerin intrakoronel restorasyonlarına kıyasla özellikle ilk 1 yıldan sonra daha yüksek ağızda kalma süresine sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

PÇK'ların ideal bir marjinal uyum ve retansiyon sağlaması için, servikal bölgelerinden kesilerek veya pensler yardımıyla bükülerek dişe uyumlandırılması gerekmektedir. Hatalı uyumlandırılan PÇK'ların, dişeti problemleri ve plak retansiyonuna neden olabileceği bildirilmiştir.<sup>46</sup>

PÇK'ların diş renginden uzak metalik görüntüsünün, estetik olarak hastaların ve hasta ebeveynlerinin beklentisini karşılamadığı belirtilmiştir.<sup>5, 47-49</sup> Çocukları dental tedavi görmüş ebeveynlerin memnuniyetlerini değerlendiren bir çalışmada, restorasyonların estetik bir görüntüye sahip olmasının, ebeveynler için önemli kriterlerden birisi olduğu bildirilmiştir.<sup>50</sup> Bu amaçla PÇK'ların bukkal ve oklüzal yüzeylerinin diş rengine yakın farklı materyaller ile kaplanması ile estetik PÇK'lar (açık yüzlü PÇK'lar, prefabrike veneerli PÇK'lar) elde edilmiştir.

### **Açık Yüzlü Paslanmaz Çelik Kronlar**

İlk defa 1983 yılında kullanılmaya başlanan açık yüzlü paslanmaz çelik kronlar, PÇK'ların ön yüzünün kaldırılarak bu bölüme rezin yerleştirilmesiyle elde edilmektedir.<sup>48</sup> Geleneksel PÇK'lara göre estetik açıdan daha kabul edilebilir olmasına rağmen yerleştirilen rezinin metal bir sınırla çerçevelenmiş olması nedeniyle estetik olarak yetersiz bulunmuştur.<sup>51</sup>

Ayrıca koltukta geçirilen süre uzayabilmekte, veneer materyalinin hacminin artışından dolayı oklüzal kuvvetlerde kırılma meydana gelebilmekte ve simantasyon sırasında teknik hassasiyet gerektirmektedir.<sup>52, 53</sup>

### **Prefabrike Venerli Paslanmaz Çelik Kuronlar**

Prefabrike venerli paslanmaz çelik kuronlar (PVPÇK), açık yüzü PÇK'lardan sonra, 1990'lı yıllarda piyasaya sürülmüştür. Kuronların bukkal ve oklüzal yüzlerinin kompozit rezin kaplanması ile prefabrike olarak üretilmiş estetik görünümlü kuron çeşididir. Hasta ağzında hiçbir şekilde hazırlık işlemi gerektirmemekte ve tek seansta uygulanabilmektedir.<sup>54</sup>

Alt yapısında kompozit rezin içermediği için, açık yüzü PÇK'lara göre simantasyon sırasında nem kontaminasyonundan daha az etkilenmektedir.<sup>54</sup> Oklüzalde 1,5 mm kadar rezin gerektirdiği bildirilmiştir.<sup>51</sup> Kuron kalınlığı arttığı için dıştan daha fazla kesim yapılması gerekmekte, bu da pulpanın açığa çıkma riskini artırmaktadır. Konturlama sırasında ön yüzeylerde parsiyel kırılma meydana gelebilmektedir. Daha fazla hacim kaplaması onu estetik bir görüntüden uzaklaştırmaktadır.<sup>47</sup>

### **2.3.2. Polikarbonat Kuron**

İlk kullanımı 1970'li yıllara dayanan polikarbonat kuronlar, karbonik asidin aromatik lineer polyesterlerinden meydana gelmekte ve ısıyla sertleşen akrilik rezinden üretilmektedir.<sup>55</sup> Günümüzde hem süt kesici hem de süt azı dişlerini restore etmek amaçlı piyasada set halinde kuronlar şeklinde bulunmaktadır.<sup>56</sup> PÇK'lara göre daha estetik görünüme sahip olmakla birlikte retansiyon ve adaptasyon konusunda da başarılıdır. Ancak kırılma olmaları, yetersiz tutuculukları, renklenmeleri ve kolay aşınmaları sebebiyle sık tercih edilmemektedir. Bu kuronların mekanik dayanımlarının yetersiz olması, brüksizm ve derin kapanış vakalarında kontrendikasyon oluşturmaktadır.<sup>57</sup>

### **2.3.3. Strip Kuronlar**

Strip kuronlar, Webber ve ark.<sup>58</sup> tarafından ilk defa 1979 yılında tanımlanmıştır. Süt dişlerinin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Kompozit ile doldurulan şeffaf kuron formlarıdır.<sup>59</sup> Adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte kompozit rezinlerin hem mineye hem dentine bağlanabilmesi, madde kaybı fazla olan süt dişlerinin estetik olarak orijinal diş formunda restore edilebilmesini sağlamıştır. Strip kuronlarla; estetik olarak üstün, marjnlere kolayca adapte edilebilen, tamire imkân veren pratik restorasyonlar yapılabilmektedir.<sup>19</sup> Ancak uygulanması sırasında teknik hassasiyet gerektirir, uygulama işlemi çok basamaklıdır ve hasta kooperasyonunun iyi olması önemlidir.<sup>60</sup>

### 2.3.4. Prefabrike Zirkonyum Kuronlar

Çocuk diş hekimliğinde, artan estetik beklentiyi ve istenen mekanik özellikleri karşılayan bir kuron arayışı sürmüştür. Süt dişlerinde kullanılan prefabrike zirkonyum kuron (PZK), 2008 yılında Dr. Fisher ve Dr. Hansen tarafından piyasaya sürülmüştür.<sup>61</sup> Süt kesici ve azı dişleri için farklı 6-7 büyüklükte önceden hazırlanmış set şeklinde tedarik edilmektedir.

Çocuklar için piyasaya sürülen prefabrike zirkonyum kuronlar, mine yapısından daha dayanıklı ve kuvvetli olarak geliştirilmiştir. Prefabrike zirkonyum kuronların, PÇK'lardan daha estetik olması, pulpal tedavilerin sonucunda dişlerde meydana gelen renk değişimi problemlerine çözüm sağlamaktadır. Mekanik olarak dayanıklı olmasının yanında plak tutulumunu azaltarak periodontal sağlığı koruduğu bildirilmiştir.<sup>62, 63</sup>

Prefabrike zirkonyum kuronlar rijit oldukları için uyumlama aşamasında, kuron üzerinde herhangi bir şekillendirme yapılmasının mümkün olmadığı bildirilmiştir.<sup>64</sup> Kuronun dişe pasif bir şekilde yerleştirilmesi gerekmektedir. Uyumlama yapılırken düzeltmeler diş preparasyonu üzerinden yapılmaktadır. Bunun sonucunda yapılan preparasyon miktarı arttığı için fazla miktarda sert doku kaybına neden olmakta, subgingival kesim gerektirdiği için kanama oluşturmakta ve pulpanın açığa çıkma riskini artırmaktadır.<sup>5</sup> Ayrıca kuronun servikal bölgeye tam olarak adapte olmaması sonucu siman ve kuron arasında mikrosızıntı riski ortaya çıkmaktadır.<sup>4, 62, 63</sup> Bununla birlikte prefabrike zirkonyum kuronlar, kırıldığında tamamen değiştirilmelidir çünkü tamiri mümkün olmamaktadır.<sup>64</sup>

#### **PZK'nın avantajları arasında;**

- PÇK'dan daha estetik bir görünümünün olması,
- Yüksek dayanıklılık ve sertlikte olması,
- Aşınmaya karşı dirençli olması,
- Biyouyumlu olması,
- Otoklavlanabilir olması,
- Tek seansta uygulanabilir olması,
- Biyofilm oluşumuna engel olması,
- PVPÇK'ya göre chipping ya da kırılmaya daha dirençli olması yer almaktadır.<sup>63, 65</sup>



### **PZK'nın dezavantajları arasında;**

- Renk seçeneğinin az olması,
- Teknik hassasiyete duyarlı olması,
- Yer darlığı varlığında zor uygulanması,
- Eğilip bükülmez, trimlenemez olması,
- PÇK'ya göre daha fazla diş kesimi gerektirmesi,
- Karşıt dişte aşınma meydana getirmesi,
- Yüksek maliyetinin olması yer almaktadır.<sup>63</sup>

### **2.4. CAD/CAM Sistemleri**

Madde kaybı fazla olan süt dişlerinin, fizyolojik değişme zamanına kadar ağız içerisinde fonksiyonda kalması için günümüze kadar birçok materyal kullanılmıştır. Fakat bu restoratif materyaller, dayanıklılık ve estetik beklentisini aynı anda karşılayamamıştır. Kullanılan mevcut prefabrike kuronların, diştten fazla kesim gerektirmesi, şekillendirme zorluğu ve marjinal adaptasyon problemi gibi dezavantajlarının bulunması daha iyi kuronların üretilmesi ihtiyacı doğurmuştur. Gelişen teknolojiyle birlikte daimi dişlenmede kendine yer edinen CAD/CAM sistemleri son yıllarda süt dişlenmede de kullanılmaya başlanmıştır. Böylece mekanik ve estetik özellikleri yüksek materyaller ile dişe özgü restorasyonlar yapılabilmektedir.<sup>66-69</sup>

CAD/CAM kısaltmasının açılımı "computer aided design/computer aided manufacturing" olup, dilimize çevirisi "bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim"dir. Bu sistem temel olarak; verilerin dijital ortamda toplanması, üç boyutlu sanal model oluşturulması, elde edilen veriler ile tasarımların gerçekleştirilmesi ve tasarımlar doğrultusunda üretimin yapılması için üniteye bağlı bir optik tarayıcı, tasarımın yapıldığı bilgisayar ünitesi ve restorasyonun üretiminin gerçekleştirildiği freze cihazından oluşmaktadır.<sup>66, 70, 71</sup>

Uçak, makine, otomobil endüstrisinde sıklıkla kullanılan CAD/CAM, diş hekimliğine Dr. Duret tarafından bilgisayar destekli tasarım ve frezeleme cihazı olarak 1971 yılında tanıtılmıştır.<sup>72</sup> Ağız için ilk defa optik okuyucularla taranması 1977 yılında gerçekleşmiştir. Dr. Duret, 1984 yılında laboratuvar ortamına gerek kalmadan klinik ortamda hazırlanabilen ilk tek kuron restorasyonu üretmiştir.<sup>73</sup> Dr. Mörmann, Dr. Brandestini'nin yardımıyla 1980 yılında ilk ticari CAD/CAM sistemini

geliştirmiştir. 1985 yılında optik tarayıcılarla aldıkları ölçü ile ilk inley restorasyonu frezeleme cihazında üretmişlerdir. Bu sistem, CEREC (Ceramic Reconstruction) olarak adlandırılmıştır.<sup>74</sup> Günümüzde ise en yaygın CAD/CAM sistemleri arasında CEREC, CICERO, LAVA vb. sistemler bulunmaktadır.<sup>66, 67</sup>

CAD/CAM sistemleriyle kuron/köprü, inley, onley, veneer, implant dayanakları, hareketli bölümlü protezlerin iskeletleri ve protezin kendisi üretilebilir. Bunların yanında bu sistem ortodonti alanında da kullanılabilir.<sup>68</sup>

CAD/CAM sisteminde ağız içinden optik okuyucular sayesinde, prepare edilen diş, komşu ve karşıt dişler, okluzyon, proksimal temaslar ve çevre yumuşak dokuların ölçüsü alınıp dijital olarak bilgisayara aktarılabilir. Ağız içinden optik okuyucularla ölçü alınabildiği gibi alçı model üzerinden ölçü alabilen CAD/CAM sistemleri de mevcuttur.<sup>67</sup>

#### **CAD/CAM sistemlerinin avantajları şunlardır:<sup>73</sup>**

- Optik okuyucularla ağız içinin taranması, geleneksel ölçü yöntemlerine göre çok daha kolaydır.
- Restorasyonun tasarımı ve üretimi hasta başında dakikalar içinde tamamlanmaktadır. Böylece bir sonraki seansa ve geçici restorasyona gerek duyulmamaktadır. Seans sayısının azalması hasta ve hekim için zaman kaybını önlemektedir.
- Hızlı ve hassas bir şekilde yüksek kaliteli materyallerden restorasyonlar üretilmektedir.
- Teknisyen kaynaklı hatalar önlenmektedir.
- Kontak alanları, restorasyon ve siman aralığı gibi birçok parametre kullanıcı tarafından düzenlenebilir.
- Hasta bilgileri dijital ortamda arşivlenebilir.

#### **CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları şunlardır;<sup>75</sup>**

- Kullanılan ekipman pahalıdır.
- Yazılım veri tabanı henüz süt dişi morfolojisini içermemektedir.
- Hekim ve teknisyen, yeterli bilgiye ve tecrübeye sahip olmalıdır.
- Belirgin olmayan basamağa sahip preparasyonlarda ölçü alma işlemi zordur.
- Cihazın temizliği ve periyodik bakımlarına dikkat edilmelidir.

Güncel olarak klinikte kullandığımız CAD/CAM sistemleri ile restorasyon üretimi; verilerin elde edilmesi, restorasyonun bilgisayar ortamında tasarımı, restorasyonun üretimi olmak üzere 3 aşamada gerçekleşmektedir.

### **Verilerin Elde Edilmesi**

Tarayıcı, ağız içi dokuları dijital verilere dönüştürerek bilgisayar tarafından işlenebilir hale getiren dijitalleştirme aracıdır.<sup>76</sup> Verilerin elde edilmesi ve kaydedilmesi aşaması mevcut CAD/CAM sistemleri arasında farklılıklar göstermektedir.<sup>67</sup> CEREC sisteminde veriler direkt veya indirekt yöntemle elde edilmektedir. Direkt yöntemde veri toplanması; preparasyon işlemi tamamlandıktan sonra ilgili bölge, komşu ve karşıt dişler, proksimal temaslar, okluzyonun şekli ve çevre yumuşak dokuların ölçüsünün optik okuyucularla taranıp bilgisayar ortamına aktarılması şeklinde gerçekleşmektedir. İndirekt yöntemde ise konvansiyonel teknikle alınan ölçü veya model üzerinden tarama yapılmaktadır. Direkt görüntüleme yönteminin konvansiyonel yöntemle göre avantajı daha hızlı ve hatasız sonuçlar elde edilmesi ve verilerin arşivlenebilmesidir.<sup>76</sup> Direkt yöntemle görüntü alabilen sistemler şunlardır: LAVA, CEREC, iTero ve E4D sistem.<sup>77</sup>

### **Restorasyonun Bilgisayar Ortamında Tasarımı**

Verileri işleyen CAD, uygulamaya bağlı olarak üretilecek ürünün üç boyutlu sanal tasarımını yapan yazılımdır. Tarayıcıyla veriler elde edildikten sonra bilgisayar yazılımı sayesinde sanal bir model oluşturulmaktadır. Her CAD/CAM sistemi, kendine özgü yazılım programına ve tasarım olanaklarına sahip olabilmektedir. CAD yazılımı, sanal model üzerinde restorasyonun tasarımının tamamlanmasının ardından CAM ünitesine komutlar dizisi göndermektedir.<sup>67, 76</sup>

### **Restorasyonun Üretimi**

CAD/CAM teknolojilerinde üretim; eklemeli ve eksiltmeli yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır.<sup>78</sup>

Eksiltmeli üretimde su ve soğutma altında elmas frezler kullanılarak prefabrike bloktan kazıyarak eksiltme işlemiyle restorasyon üretimi gerçekleşmektedir. Eksiltmeli üretimde 4 eksenli CEREC sisteminin MC XL modeli klinikte etkin olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde kazıma yapılan bloğun büyük kısmı işleme dahil

edilmeden boşa gitmektedir. CEREC, iTero ve E4D sistemleri, klinik ortamında restorasyon üretimi yapabilmektedir.<sup>79</sup>

Eklemeli üretimde, katı serbest üretim olarak da bilinen 3D baskı yapan sistemler olarak geliştirilmiştir. Bu yöntem ise, sıvı veya toz malzemenin katman katman eklenerek restorasyonun oluşturulmasına dayanmaktadır. Böylece gereksiz materyal harcanmamaktadır. Diş hekimliğinde yenilikçi bir tedavi olan 3D baskı yöntemi karmaşık ve ayrıntılı nesnelerin yüksek doğrulukta üretilmesine olanak sağlamaktadır.<sup>78</sup>

## **2.5. Süt Dişlerinde Uygulanan CAD/CAM Restorasyonlarını İçeren Çalışmaların Gözden Geçirilmesi**

Pediyatrik diş hekimliğinde, madde kaybı bulunan dişlere tam kuronal kaplama uygulamasının başlangıcı 1950'li yıllara dayanmaktadır.<sup>5</sup> Süt azı dişleri, yakın tarihe kadar yalnızca prefabrike kuronlar ile restore edilmiştir. Günümüzde CAD/CAM sistemleri çocuk hastaların daimi dişlerini restore etmekte yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Süt dişleri için de restorasyonun üretim süresini kısaltabilmek adına daha küçük bloklar oluşturulabilmektedir.<sup>80</sup> Madde kaybı fazla olan süt dişlerinde, restorasyonun CAD/CAM ile üretilmesinin hem fonksiyon hem de estetik özellikleri yerine getirdiği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir.<sup>9, 80</sup> CAD/CAM sistemleriyle süt dişleri için üretilmiş restorasyonları içeren az sayıda sistem ve materyal çalışması<sup>10, 81-83</sup> ve olgu raporu<sup>9, 75, 80, 84-86</sup> mevcuttur.

Al-Halabi ve ark.<sup>10</sup> 50 adet alt süt II. azı dişleri üzerinde yaptıkları klinik çalışmada, CAD/CAM ile üretilen PMMA (polimetilmetakrilat) ve 3D yazıcı ile üretilen fotopolimer rezin kuronların 3., 6., ve 12., aylarda retansiyon ve marjinal bütünlükleri ve dişeti sağlığı değerlendirmiştir. Her iki sistemin de süt azı dişlerinde kabul edilebilir estetik restoratif seçenekler olduğu bildirilmiştir.

Mete'nin<sup>81</sup> çalışmasında, PMMA, modifiye PMMA ve UDMA (üretan dimetakrilat) rezin bazlı polimerik bloklardan CAD/CAM sistemi kullanılarak hazırlanan kuronlar, adeziv rezin siman ile metal güdükler üzerine simante edilmiştir. Örneklere kırılma ve gerilme direnci testleri uygulanmıştır. Polimerik CAD/CAM rezin kuronların, süt dişi kuron restorasyonlarında adeziv rezin simanlar ile beraber kullanılabileceği bildirilmiştir.

Oğuz ve ark.<sup>83</sup> süt azı dişleri için hazırlanan CAD/CAM zirkonya, CAD/CAM rezin seramik, kompozit strip, prefabrike zirkonya ve prefabrike fibercam kuronların termomekanik döngü ile yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını değerlendirmiştir. Araştırmacılar, kompozit strip kuronlar dışında tüm kuron gruplarının yaşlandırmayı başarıyla tamamladığını, CAD/CAM zirkonya kuronların ise hiçbir mikroçatlak oluşmadan en yüksek kırılma direncini gösterdiğini bildirmiştir.

Khatab ve ark.<sup>82</sup> 24 ay takipli çalışmada 88 hasta üzerinde PZK'lar ve CAD/CAM sistemiyle üretilmiş lityum disilikat endokuronların dişeti sağlığı ve ebeveyn memnuniyetini karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. Takip süreleri boyunca her iki restorasyon çeşidinde dişeti sağlığı sonuçları benzerlik göstermiştir. Fakat ebeveynlerin renk tercihlerinin CAD/CAM ile üretilen restorasyondan yana olduğu belirtilmiştir.

Mourouzis ve ark.<sup>9</sup>'nın yayınladıkları olgu raporunda, CAD/CAM sistemiyle hibrit seramik bloklardan (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Almanya) kuron restorasyonu hazırlanmıştır. Hazırlanan kuron süt I. azı dişine adeziv rezin siman ile simante edilmiştir. Kuron restorasyonun, 12 aylık takip sonucunda sağlıklı dişeti ve uyumlu marjinal kenarlar ile ağız içerisinde fonksiyonda olduğu gözlenmiştir.

Başka bir olgu raporunda, hibrit seramik bloklardan CAD/CAM sistemiyle üretilen kuron, süt I. azı dişine cam iyonomer siman ile simante edilmiştir. Araştırmacılar, CAD/CAM ile üretilen kuron restorasyonların çocuk diş hekimliğinde konforlu, hızlı ve kolay bir yaklaşım olduğunu savunmuşlardır.<sup>87</sup>

Stines, 2008 yılında yayınladığı 2 farklı olgu raporunda, CAD/CAM sistemiyle rezin kompozit bloklardan (Paradigm MZ100®, 3M ESPE, Almanya) hazırladığı inley restorasyonları, süt I. ve süt II. azı dişlerine rezin siman ile simante etmiştir.<sup>84, 85</sup>

Dursun ve ark.<sup>75</sup> süt I. azı dişine, pulpotomi işlemi takiben kompozit bloklardan yapılan onley restorasyonu uygulamıştır. Araştırmacılar, 2 yıllık takip sonucunda restorasyonda klinik veya radyografik olarak semptom bildirmemişlerdir.<sup>75</sup>

Bakhtary ve ark.<sup>86</sup> 2022 yılında yayınladıkları olgu raporunda, süt I. azı dişine zirkonya bloklardan üretilmiş kuron restorasyonu uygulamıştır. Araştırmacılar, 12 aylık takip sonucunda tatmin edici fonksiyon ve estetik bildirmiş, CAD/CAM ile

üretile kuronların, prefabrike kuronlara kıyasla boyutları standardın dışında olabilen süt dişlerinde avantaj sağladığını belirtmişlerdir.<sup>86</sup>

Demirel ve ark.<sup>80</sup> altında daimi diş germi eksikliği bulunan 13 yaşında hastanın alt sağ süt II. azı dişine, rezin nanoseramik bloklardan üretilmiş kuron restorasyonu uygulamıştır. Kuron restorasyonun, 3 yıllık takibi sonucu hem fonksiyonel hem estetik açıdan memnuniyet bildirilmiştir.

Foucher ve ark.<sup>88</sup> tarafından yapılan çalışmada, dokuz yaşındaki ektodermal displazili hastanın süt ve daimi dişlerini restore etmek amaçlı polimer infiltre seramik materyalden üretilmiş CAD/ CAM restorasyonlarla oldukça başarılı ve etkili sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir.

Mittal ve ark.<sup>89</sup> süt azı dişlerinin estetik restorasyonu için CAD/CAM ile rezin kompozit bloklardan üretilmiş indirekt onleylerin, PÇK'lara kıyasla klinik performansını değerlendirmiştir. Araştırmacılar tarafından indirekt rezin kompozit onleylerin, hem ortalama tedavi süresini önemli ölçüde azalttığı hem de çoğu çocuk ve ebeveyn tarafından estetik olarak PÇK'ya kıyasla daha çok tercih edildiği belirtilmiştir.

## **2.6. CEREC Sistemi**

CEREC sistemleri (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya), intraoral dijital ölçü alabilen ilk CAD/CAM sistemi olarak 1987 yılında tanıtılmıştır. CEREC sistemleri yıllar içerisinde geliştirilmeye devam edilmiştir.<sup>90</sup>

CEREC sistemleri ile daha hızlı bir şekilde inley, onley, veneer, kuron, köprü restorasyonlar üretilmektedir. CEREC sistemi kolaylıkla taşınabilir portatif bir üniteye sahiptir; üç boyutlu kamera (tarayıcı başlık), elektronik imaj süreci (video işlemcisi), hafıza ünitesi (kontur hafızası) ve üç boyutlu frezeleme ünitesine bağlı bir bilgisayardan oluşmaktadır. Muayenehane ortamında intraoral tarayıcıyla direkt ağızdan ölçü alınması ve sonrasında frezeleme ünitesinde restorasyonun üretiminin yapılması aynı gün içerisinde mümkün olmaktadır. Alınan intraoral ölçü ile alınan oklüzal ve fonksiyonel kayıtlar direkt işlenmekte veya arşivlenebilmektedir. Daha sonrasında restorasyonun bilgisayar ortamında tasarımı yapılmaktadır. Bilgisayarın bağlı olduğu frezeleme ünitesine komut gelmesiyle birlikte seramik bloklardan elmas frezlerle kazıma işlemi başlatılır ve restorasyonun üretimi tamamlanır.<sup>66</sup>

CEREC sisteminde diş hekimi, bilgisayar tasarımı üzerinde sanal olarak aşındırma, ekleme, kontür değişiklikleri yapabilmektedir. Karşıt dişle olan kontak noktalarının sıklığını artırıp azaltabilmektedir.<sup>91</sup> Kullanıma sunulan CAD/CAM sistemleri üzerindeki çalışmalar, kullanım kolaylığını ve verimi artırmak amacıyla daimi olarak geliştirilmektedir.

CEREC Primescan sistemi (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya), en güncel yazılım ile piyasaya sürülmüştür (Şekil 2.1). Tarama derinliğinin 20 mm'ye ulaşması ve taramanın hassaslaştırılması sayesinde subgingival alanların mevcut olduğu vakalarda önemli ölçüde avantaj sağlamaktadır. Yazılım, tarama sırasında ölçüde yer almaması gereken yumuşak doku görüntüleri (yanak, dudak, dil) ve artefaktları otomatik olarak silebilmektedir.<sup>92</sup>



Şekil 2.1. CEREC Primescan sistemi (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya)

### 2.6.1. CEREC Sisteminde Kullanılan Güncel Materyaller

Diş hekimliğinin çoğu alanında kendine yer edinen CAD/CAM sistemlerinin birçok olguda kullanılmaya başlanmasına paralel olarak yeni materyallerin geliştirilmesi ve kullanılması ihtiyacı doğmuştur. Bu sebeple, mekanik özellikleri yüksek olan restorasyonlar için hazır seramik bloklar üretilmiştir. Homojen, yoğun, artık stres barındırmayan, porözite içermeyen bu seramik bloklar, yüksek kalitede ve uzun ömürlü restorasyonlar üretilmesini sağlamaktadır.<sup>93</sup> CAD/CAM sistemlerinde kullanılan güncel seramik materyalleri ve piyasadaki bazı örnekleri Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 2.1.** CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramikler<sup>94</sup>

PMMA Bazlı Seramikler	Kompozit Rezinler	Rezin Matriks Seramikler		Silikat Seramikler				Oksit Seramikler
		Rezin Bazlı Seramikler	Hibrit Seramikler	Feldspatik Seramikler	Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler	Lityum Disilikat Seramikler	Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Zirkonya Seramikler	
Telio CAD (Ivoclar Vivadent)	Paradigm MZ100 (3M ESPE)	Cerasmart (GC)	VITA ENAMIC (VITA Zahnfabrik)	VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik)	IPS Empress CAD	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	VITA SUPRINITY PC (VITA Zahnfabrik)	CEREC Zirconia meso (Densply Sirona)
Temp Blocks (VITA Zahnfabrik)	Tetric CAD (Ivoclar Vivadent)	Ultimate (3M ESPE)		VITABLOCS RealLife ceramic blocs			Celtra Duo (Densply Sirona)	inCoris TZI/TZI C/ZI/ZI meso (Densply Sirona)
Guide Bloc/inCoris PMMA (Densply Sirona)	Crios (Coltene)	Grandio Blocs (VOCO)						Lava Zirconia Blocks (3M ESPE) IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)



## 2.7. Zirkonya (Zirkonyum Dioksit) Seramikler

### 2.7.1. Zirkonyumun Genel Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum, sembolü Zr, atom numarası 40 olan, gri-beyaz renge sahip bir elementtir. Anlamı, Arapça'daki "altın renginde" manasına gelen "zargon" kelimesinden gelir. Erime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580°C ve yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>'tür.<sup>95</sup>

Zirkonya ilk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından mücevher şeklinin ısıtılması ile zirkonyum dioksit şeklinde elde edilmiştir.<sup>96</sup> Element olarak ise İsveçli kimyacı Berzelius tarafından 1824 yılında izole edilmiştir.<sup>95</sup> Saf zirkonyum, 1914'te kullanılmaya başlanmıştır. Uzunca bir süre seramiklerde pigmentasyon sağlama amacıyla kullanılmıştır.

Zirkonyum doğada serbest halde değil genellikle bileşikler halinde bulunmaktadır. Bu bileşikler zirkonyum silikat (ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksit (ZrO<sub>2</sub>)'tir. ZrO<sub>2</sub> bileşiği, zirkonya, zirkonyum dioksit veya baddeleyit olarak da isimlendirilmektedir. Zirkonyum silikatın diğer ismi ise "zirkon"dur. Zirkonyum oksidin çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesini sağlamaktadır.<sup>95</sup>

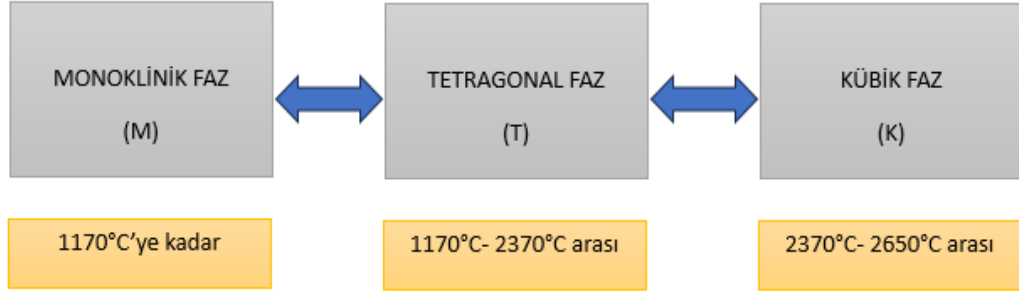
Zirkonyum oksit, altıgen kristal yapıya sahip olup aşınmaya, korozyona ve termal değişikliklere karşı oldukça dirençlidir. Zirkonyum metalinin saflık derecesi mekanik özelliklerini etkilemektedir. Oldukça reaktif bir metal olan zirkonyum, açık ortamda havayla veya bir sıvıyla temas etmesi durumunda yüzeyinde hızla bir oksidasyon tabakası oluşturmaktadır. Bu oksit tabakası zirkonyumun fiziksel özelliklerini olumlu yönde etkiler ve korozyona karşı dirençli olmasını sağlar.<sup>97</sup> Ayrıca, paslanmaz çeliğe yakın elastik modülünün olması ve biyoyumlu olması, biyomateryal olarak kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır.<sup>95</sup>

### Stabil Olmayan Saf Zirkonyum

Saf haldeki zirkonyum, ısıya bağlı olarak üç farklı kristal yapıda bulunmaktadır. Bunlar; monoklinik (oda sıcaklığı ile 1170°C arasında), tetragonal (1170°C – 2370°C arasında) ve kübik (2370°C'den erime sıcaklığına kadar) fazdır (Şekil 2.2).<sup>95</sup>

Zirkonyum oksit, fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Soğuma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm

sonucunda %3-5'lik hacim artışı, kübik fazdan tetragonal faza geçişte ise yaklaşık %2.31 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu fazlar arası geçiş geri dönüşümlüdür.<sup>95, 98</sup>



Şekil 2.2. Zirkonyumun ısıya bağlı faz değişimi

Faz dönüşümleri sırasında indüklenen gerilimler zirkonyum oksitinin mekanik özelliklerini kötü yönde etkilemekte ve çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Zirkonyum oksitini stabilize etmek amacıyla yapısına CaO (kalsiyum oksit), MgO (magnezyum oksit), Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (yitriyum oksit) ilave edilerek, faz dönüşümü inhibe edilmektedir. Bu işlem günümüzde yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Buna göre az miktarda stabilize edici oksit ilavesiyle oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmaktadır. Yüzeyle bir gerilim stresi oluştuğunda tetragonal fazından monoklinik fazına dönüşüm başlamaktadır. Bu dönüşümle meydana gelen hacim artışı, dış yüzeylerdeki gerilim streslerini kontrol altına alan baskı gerilimlerini oluşturarak çatlakların ilerlemesini etkili olarak önlemekte ve bu sayede yüksek sertlik elde edilmektedir.<sup>98</sup>

99

### Parsiyel Stabilize Zirkonyum

Parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ), saf zirkonyum materyalinin yapısına düşük oranlarda Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, CaO, MgO ve Ce<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (seryum oksit) gibi stabilizasyon sağlayan oksitlerin ilave edilmesiyle çok fazlı bir materyal elde edilmektedir. PSZ'nin çoğunlukla oda sıcaklığında majör fazı kübik faz, minör fazları ise tetragonal ve monoklinik fazları içermektedir. Saf zirkonya materyaline ilave edilen stabilizatör oksitler sayesinde materyalin mekanik özellikleri gelişmektedir.<sup>95, 98</sup>

### Tam Stabilize Zirkonyum

Tam stabilize zirkonyum; saf zirkonyumun içerisine %7,9 CaO, % 5,86 MgO, %13,75 Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi toprak alkali metal oksitlerin ilavesiyle oluşturulmaktadır ve yapısı

kübik fazdadır. Sertliği ve termal şok direnci oldukça yüksek olan tam stabilize zirkonya, bu sebeple seramik endüstrisinde aşındırıcı olarak kullanılmaktadır.<sup>95</sup>

Günümüzde mevcut birçok zirkonyum içeren seramik sistemi olmasına rağmen; rutin diş hekimliğinde zirkonyum, kristal yapısına göre 3 temel formda kullanılır: alümina ile güçlendirilmiş zirkonyum (ZTA), parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum (Mg-PSZ), yitriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri (Y-TZP).<sup>95</sup>

Alümina ile güçlendirilmiş ve magnezyum katkılı parsiyel stabilize edilmiş zirkonyumun, fiziksel ve mekanik özelliklerinin yeterli olmaması, özel ısı donanımı ile sinterleme işlemi gerektirmesi nedeniyle bu iki form diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmamaktadır. Y-TZP'nin yitrium içerikli olması, diğer seramik sistemlerine göre mekanik ve fiziksel özelliklerini üstün kılmaktadır (Tablo 2.3).<sup>95, 100</sup>

**Tablo 2.2.** Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya çeşitlerinin fiziksel özellikleri<sup>101, 102</sup>

	<b>Alumina</b>	<b>Mg-PSZ</b>	<b>Y-TZP</b>
<b>Kırılma Dayanımı (MPa)</b>	4	7-15	7-10
<b>Elastik Modülü (GPa)</b>	380	200	210
<b>Bükülme Direnci (MPa)</b>	> 500	450-700	900-1200

### **Yitriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri**

Zirkonyanın yapısına diğer stabilize edici oksitlere kıyasla daha üstün mekanik özelliklere sahip olan yitrium oksit ilave edilerek yitriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri elde edilmiştir. Yitriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristalleri, ilk kez biyomateryal olarak ortopedi alanında kullanılmıştır. Y-TZP, 1990'lı yıllarda diş hekimliğine giriş yaparak ortodontik braketlerde, endodontik postlarda ve implantlarda, kuron-köprü restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonrasında tam seramik ön ve arka grup restorasyonlarda kullanımı yaygınlaşmıştır. Önceden sinterlenmiş olan blokların hafifçe şekillendirilmesinin (soft machining) ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi ile veya tamamı sinterlenmiş blokların sertçe işlenmesi (hard machining) yoluyla üretilmektedir.<sup>98, 101</sup>

Diş hekimliğinde en sık kullanılan 3Y-TZP materyali, zirkonyanın tetragonal fazda stabilizasyonunu sağlamak için yapısına %2 ila %3 oranında yitrium oksit ilavesi ve

Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve ZrO<sub>2</sub>'in eşzamanlı çöktürülmesi ile elde edilmektedir. Düşük porözitede ve yüksek yoğunlukta, gren boyutu yaklaşık 1 µm olan 3Y-TZP materyali, üstün mekanik özelliklere sahip olan bir materyaldir.<sup>95</sup>

Yüksek kırılma dayanımı ve sertlik, aşınmaya ve korozyona karşı direnç gibi özellikleriyle öne çıkan yitrium tetragonal zirkonyum polikristalleri, mekanik ve fiziksel olarak birçok seramik materyaline kıyasla üstündür. Herhangi bir yan etkisi olmaksızın biyouyumludur. Y-TZP'nin dezavantajını oluşturan opak renkli görünümüne, alüminyum oksit oranının azaltılması ve yitrium oksit oranının artırılması ile çözüm bulunmuştur. Simantasyonu için hem adeziv hem de geleneksel teknikler kullanılabilir.<sup>96, 102</sup>

Y-TZP içeren sistemlerin bükülme ve kırılma dayanımları diğer seramik sistemlerden fazladır. Y-TZP, oda sıcaklığında zirkonya tamamen tetragonal fazı içerdiği için sertlik değeri yüksektir. Sıcaklık değişikliği, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> taneciklerinin boyutu faz değişimini kontrol altında tutan faktörler arasında yer almaktadır.<sup>98, 100</sup>

**Tablo 2.3.** Y-TZP özellikleri<sup>95</sup>

Özellikler	Y-TZP
Kimyasal Kompozisyonu	ZrO <sub>2</sub> + % 3 mol Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Kırılma Dayanımı	7 - 10 MPa. m <sup>1/2</sup>
Bükülme Direnci	900 - 1200 MPa
Elastisite Modülü	210 GPa
Sertlik	1200 HV
Isısal Genleşme Katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal İletkenlik	2 W mK <sup>-1</sup>

### 2.7.2. Zirkonyumun Mekanik Özellikleri

Paslanmaz çeliğe yakın mekanik özelliklere sahip olan zirkonyanın, kırılma direnci 7-10 MPa, bükme dayanımı 900-1200 MPa ve elastisite modülü 210 MPa'dır. Vickers sertliğinin diğer dental alaşımlarının yaklaşık olarak 4-5 katı olduğu belirtilmiştir.<sup>103</sup> Zirkonyanın gelen çiğneme kuvvetleri karşısında kırılma dayanımı 2 teoriyle açıklanabilmektedir.

1. Termal genleşme katsayı farkı: Zirkonyanın içerisindeki kübik fazın genleşme katsayısı ile tetragonal fazın genleşme katsayısı arasındaki fark, yapı içerisinde mikro çatlaklar oluşturup iç gerilim meydana getirmektedir. Mikro çatlakların ortaya çıkması, materyal yapısı içerisinde bir iç basınç oluşturmakta ve stresi daha geniş alana yayarak büyük çatlakların oluşmasını önlemektedir.<sup>95, 104</sup>

2. İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyonun yapısında tetragonal ve monoklinik fazlar kübik matriks içerisine homojen olarak dağılmıştır. Uygulanan baskı artınca tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu değişimlerden dolayı basma gerilimleri oluşur ve kübik matriks içerisinde iç stres açığa çıkar. Oluşan gerilim alanları, çatlağın ilerleyişini önler. Bu da zirkonyanın kuvvetlere karşı mekanik özelliklerinin daha iyi olmasını sağlar.<sup>95, 104</sup>

Zirkonyanın mekanik özellikleri; stabilizatör oksit miktarı, zirkonya taneciklerinin boyutu ve şekli, sıcaklık, zaman, nem ve yüzey uygulama işlemleri gibi faktörlerden etkilenmektedir.

Zirkonyum okside ilave edilen stabilizatör oksit miktarının artışı, faz değişimini hızlandıran faktörlerden biridir. Mekanik özelliklerini artırmak için, zirkonyum okside, düşük oranda CaO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve MgO gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi ve oksitlerin yapı içerisine homojen şekilde dağılması önemlidir.<sup>95</sup>

Zirkonya taneciklerinin boyutu ve şekli, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen faktörler arasında yer almaktadır. İdeal kırılma dayanımının elde edilmesi için, %2 oranında Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ilavesi ile partikül boyutunun 0,3 µm olması gerektiği bildirilmiştir.<sup>105</sup>

Sıcaklık artışı, spontan t-m faz dönüşümünü artırarak materyalinin yarı-stabil özelliğini kaybetmesine ve Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz biçimde etkilemesine neden olmaktadır. Bu faz değişimleri 200-300°C'lik kritik bir sıcaklık aralığında ortaya çıkmaktadır.<sup>106</sup> Materyalin 100-400°C sıcaklık aralığında bir ortamda uzun süre tutulması sonucu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme uğradığı bildirilmiştir. Mekanik özellikleri olumsuz etkileyen bu olaya "düşük ısı bozunması" (low temperature degradation) adı verilmektedir.<sup>107</sup>

Nemin tek başına zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen bir faktör olmadığı, yüksek sıcaklık beraberinde t-m faz dönüşümünü artırdığı bildirilmiştir.<sup>108</sup>

Zaman, seramiklerde uzun dönem sonucunda stresler meydana gelmesiyle başarısızlık faktörlerinden biri olabilmektedir. Ağız içinde tükürük ile camsı yapının reaksiyona girmesi çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Y-TZP içeren seramikler, camsı yapı içermeyen polikristalin malzemeler olduklarından çatlak oluşumu, faz dönüşüm mekanizması ile engellenmektedir. Ayrıca geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özelliği Y-TZP içerikli seramiklerde görülmemektedir. Buna rağmen Y-TZP içeren seramikler; zaman içerisinde nemli ortama maruz kaldıkça yapısında kontrolsüz t-m faz dönüşümü yani yaşlanma oluşmaktadır. Yaşlanma sonucunda materyalin, mekanik özelliklerinin bozulması ve yapısının yarı-stabil özelliğini kaybetmesi durumu meydana gelmektedir.<sup>109,110</sup>

Yüzey uygulama işlemleri, aşındırma, kumlama bitirme ve cila gibi işlemleri içermekte ve materyalin mekanik özelliklerini değiştirmektedir. Zirkonyum oksit materyaline uygulanan bu işlemler sonucu tetragonal fazdaki partiküller kolaylıkla monoklinik faza geçerek yüzeyin altındaki tabakalarda baskı kuvvetleri oluşturabilmektedir. İşlemin meydana getirdiği ısı artışı ve yüzeyde oluşturduğu stres, kırılma dayanımını etkilemektedir.<sup>111</sup>

Yapılan çalışmalarda zirkonya materyalinin kırılma dayanımının ortalama 900-1200 MPa ve elastisite modülünün yaklaşık 200 GPa olduğu bildirilmiştir.<sup>98</sup> Ortalama yük taşıma kapasitesi 755 N'dur. Bu değer alümina ve lityum silikat seramiklerin kırılma dayanımlarının yaklaşık 4-5 katıdır.<sup>112</sup> Bir çalışmada zirkonyum köprülerin kırılma dayanımının 379-510 MPa arasında ve bu değerlerin insanlarda meydana gelen ısırma kuvvetinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir.<sup>113</sup> Zirkonya seramiklerin CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilmesi, kırılma ve çekme dayanıklılığının dental seramiklerden oldukça yüksek olması zirkonya seramiklerin arka grup restorasyonlarda tercih edilen bir materyal olmasını sağlamıştır.<sup>101</sup>

### **2.7.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi**

Zirkonya bloklar, sinterlenme şekillerine göre 3 farklı şekilde üretilmektedir.<sup>98</sup>

Sinterlenmemiş zirkonya bloklar: Zirkonya tozunun, sinterlenmeden önce preslenmesi yoluyla üretilen bloklardır. Yumuşak yapıda olan bu bloklar kolayca aşındırılabilirler ve aşındırma işleminden sonra sinterleme uygulanmaktadır.<sup>76</sup>

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar: Zirkonya tozuna bağlayıcı madde ilave edilerek preslenip blok haline getirilmesi ile üretilen bloktur. Zirkonyum oksit tozu, ilk önce basınçla sıkıştırılmakta ve sonrasında basınçsız ortamda 1350-1550°C değerlerindeki ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulmaktadır. Sinterleme sırasında %15-25 oranında büzölmeye uğrayacağı için normal formlarından daha büyük şekillendirilmektedir. Sinterizasyon sonrasında daha sert, güçlü ve kırılma direnci yüksek bir yapı oluşmaktadır.<sup>98,112</sup>

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar: Bu bloklar ilk olarak yaklaşık 1300°C'de sinterlenmektedir. Sinterlendikten sonra %95 yoğunluğa ulaşmaktadır. Bu bloklar, fazlaca sert olduğundan, daha uzun frezeleme süresi gerektirir. Blokların kazınması sırasında materyalin sertliği ve ortaya çıkan ısı sebebiyle mikro çatlakların oluştuğu bildirilmiştir. Yarı sinterize blokların aksine sinterizasyon sırasında hacim kaybetmemesi, üstün majinal uyum sağlamaktadır. Restorasyon, bu bloklardan esas boyutunda şekillendirilmektedir.<sup>76,98</sup>

### **2.7.4. Monolitik Zirkonya Bloklar**

Zirkonya, opak renginden dolayı genellikle porselenlerin alt yapısında kullanılmıştır. Bu restorasyonlarda en çok karşılaşılan sorun chipping yani tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılmasıdır.<sup>114</sup> Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte dayanıklı ve translusent özelliğe sahip monolitik zirkonya bloklar piyasaya sürölmüştür. Böylece üst yapı gereksinimi duyulmadan yalnızca tek yapıdan oluşan anatomik kontura uygun monolitik zirkonya kuronlar üretilmiştir.<sup>102,115</sup>

Monolitik zirkonya blokların en büyük avantajı, pulpa ekspoza gibi biyolojik komplikasyonlara yol açacak fazla preparasyona ihtiyaç duyulmadan yetersiz oklüzal mesafe varlığında veya brüksizm vakalarında 0,3-0,5 mm'ye kadar inceltirilerek kullanılabilmesidir.<sup>116</sup>

Piyasada bulunan zirkonya bloklar ve üretici firmaları Tablo 2.4'te, çalışmada kullanılan InCoris zirkonya blokların kimyasal içeriği Tablo 2.5'te gösterilmiştir.

**Tablo 2.4.** Piyasada bulunan zirkonya bloklar ve üretici firmaları

<b>Monolitik Zirkonya Blok</b>	<b>Üretici Firma</b>
InCoris TZI	Dentsply Sirona, Almanya
Prettau Zirconia	Zirconzahn, İtalya
Zenostar T	Wieland, Almanya
Katana Zirconia	Kuraray Noritake, Japonya
Ceramill Zolid	Girrbach, Avusturya
Bruzir Solid Zirconia	Glidewell, ABD
Lava Plus Zirconia	3M Espe, ABD

**Tablo 2.5.** InCoris zirkonya blokların kimyasal içeriği

<b>İçerik</b>	<b>% Oran</b>
ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≥ %99,0
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	> %4,5 - ≤ %6,0
HfO <sub>2</sub>	≤ %5
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤ %0,5
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤ %0,3

Yapılan in vitro çalışmalarda<sup>117-121</sup> monolitik zirkonyaların, veneerlenmiş zirkonya kuronlara, monolitik lityum disilikat kuronlara ve metal seramik kuronlara göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir. Sun ve ark.'nın<sup>122</sup> 2014 yılında yaptıkları in vitro çalışmada monolitik zirkonya kuron restorasyonlarının kırılmaya en yüksek dayanım gösterdiği materyal kalınlığının 0,6-1,5 mm arasında olduğu bildirilmiştir.

Monolitik zirkonya restorasyonların endikasyonları;

- Uzun gövdeli köprü protezler,
- Tüm ark sabit protezler,
- Endokuron,
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlar,
- İnley ve onley restorasyonlar,
- İmplant üstü protezler,



- Post-kor restorasyonlar olarak sıralanmaktadır.<sup>115, 123, 124</sup>

Monolitik zirkonya kuronların avantajları arasında;

- Chipping adı verilen zirkonya porselen arasındaki ayrılmaların olmaması,
- Yeterli olmayan interoklüzal mesafe durumlarında kullanılabilmesi,
- Antagonist dişte aşınmaya neden olmaması,
- Yüksek biyouyumluluğu,
- Yüksek bükülme direnci,
- Yüksek ısı dayanımı,
- Dişte minimal preparasyon gerektirmesi yer almaktadır.<sup>115, 124</sup>

Monolitik zirkonya kuronların dezavantajları arasında;

- Ağız içi uyumlamalarının porselenlere göre daha zor olması,
- Kullanılan ekipmanın maliyetli olması,
- Kırılması durumunda tamirinin mümkün olmaması yer almaktadır.<sup>125</sup>

## **2.8. Yapıştırma Simanları**

Dental simanlar, restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki boşluğu doldurarak her iki yüzeyde bağlantı sağlamaktadır. Kullanım amacı, restorasyonun retansiyonunun sağlanması, diş dokusunun termal değişkenlere ve mikrobiyal sızıntıya karşı korunmasıdır.<sup>126</sup>

Yapıştırma simanlarının retansiyon mekanizmaları; kimyasal (adeziv), mekanik (adeziv olmayan) ve mikromekanik olmak üzere üç farklı şekilde veya kombinasyon şeklinde gerçekleşebilmektedir.<sup>127</sup>

Her yapıştırma simanın fiziksel ve kimyasal özelliği değişiklik göstermektedir. Bütün uygulamalar için tek bir doğru siman bulunmamaktadır. Klinik şartlara göre simanların olumlu ve olumsuz özellikleri değerlendirilerek tercih edilmesi gerekmektedir.<sup>128</sup>

İdeal siman materyali;

- Kırma, gerilme ve basma kuvvetlerine karşı yüksek dirence sahip olmalı, ağız ortamında çiğneme kuvveti ve parafonksiyonel kuvvetlere dayanabilmeli,
- Diş dokusunu ıslatabilirliği, viskozitesi ve film kalınlığı restorasyonun doğru şekilde yerleştirilmesine izin vermeli,

- Ağız sıvılarında çözünmemeli, sızdırmazlığı sürdürmeli,
- Oral sıvılardaki ısının dişe iletilmesini engellemeli,
- Biyouyumlu olmalı, alerji potansiyeli düşük olmalı,
- Çalışma ve sertleşme süreleri yeterli olmalı, bu sürede kolayca uygulanabilmeli,
- Simanın materyalle renk uyumu ve stabilitesi iyi olmalı,
- Antimikrobiyal özellik göstermeli ve marjindeki plak birikimine engel olmalı,
- Siman boşluğunun çürükle karıştırılmasını önlemek adına radyoopak olmalıdır.<sup>128</sup>

### **2.8.1. Çinko Fosfat Siman**

Çinko fosfat siman, diş hekimliği tarihinin en eski simanıdır. Uzun yıllar boyunca klinik takiplerde başarılı bulunan çinko fosfat simanın özellikleri karşılaştırmalı çalışmalarda "altın standart siman" olarak kabul edilmiştir.<sup>70</sup>

Çinko fosfat siman, asit-baz reaksiyonuyla sertleşmektedir. Karıştırma sıcaklığı, su içeriği, toz-likit oranı gibi faktörler simanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Optimum şartlar altında karıştırılmış olan çinko fosfat simanın 24 saat sonra kırılma direncinin 80-110 MPa, gerilme direncinin ise 5-7 MPa aralıklarında olduğu bildirilmiştir. Elastisite modülünün 13 GPa olması nedeniyle plastik deformasyona uğramadan kırılmaktadır.<sup>128, 129</sup>

Düşük pH'a sahip olduğu için pulpada iritasyona neden olması, ağız içerisindeki çözünürlüğü, diş yapılarına kimyasal adezyon göstermemesi, antibakteriyel özelliğinin olmaması ve sertleşme sırasında büzülmesi dezavantajlarına rağmen günümüzde halen zirkonya restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır.<sup>70, 128</sup>

### **2.8.2. Çinkopolikarboksilat Siman**

Diş dokularına kimyasal olarak bağlanan ilk siman olarak 1968 yılında üretilmiştir. Tozu çinko fosfat siman içeriğiyle aynı, likidi ise polialkenoik asittir. Düşük strese maruz kalan alanlarda kuronların veya kısa köprülerin, metal destekli porselen restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedir.<sup>128</sup> Sertleştikten sonra çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak plastik deformasyona uğramaktadır. Bu nedenle uzun köprü restorasyonlarında kullanımı uygun bulunmamıştır.<sup>70</sup>

Çinkopolikarboksilat siman, çinkofosfat simandan daha düşük kırılma direncine (55-85 MPa) buna ilave olarak daha yüksek gerilme direncine (8-12 MPa) sahiptir. Dayanıklılığın artırılması için ağırlıkça toz/likit oranı 2/1'e yükseltilebilmekte, kalay florid ve alumina katkı maddeleri eklenebilmektedir.<sup>130</sup> Siman karıştırıldıktan sonra pH değeri düşük olsa da yüksek moleküler ağırlığa sahip olması dentin tübüllerine girmesini engellemektedir, bu sayede post operatif hassasiyet oluşturmamaktadır.<sup>131</sup>

### 2.8.3. Cam İyonomer Siman

İlk defa Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında tanıtılan cam iyonomer simanlar, 1970'lerin sonlarında piyasaya sürülmüştür.<sup>132</sup> Wilson ve Kent, silikat simanların dayanıklılık, florid içerme ve translusensi özelliği ile polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal bağlanma özelliğini bir araya getirmeyi amaçlamıştır. İlk olarak ASPA I (alümina silikat ve poliakrilik asit) isimli cam iyonomer siman üretilmiştir.<sup>133</sup> Bu ürünün asite karşı zayıf oluşu ve yavaş sertleşmesi ASPA II'nin geliştirilmesine sebep olmuştur. Yapıştırma simanı olarak kullanmak amacıyla daha ince grenli hazırlanan ASPA IV piyasaya sürülmüştür.<sup>134</sup>

Kullanım kolaylığı nedeniyle günümüzde sıkça tercih edilen cam iyonomer simanlar, önemli avantajlara sahiptir. Bunlar; sıkıştırma kuvvetlerine yüksek dirençleri, dentine benzer termal ekspansiyon katsayıları, bakteriostatik etkileri, dentin üzerinde çok az büzülme göstererek mine ve dentine kimyasal bağlanmaları şeklinde özetlenebilir.<sup>25</sup>

Yapıştırma simanının toz içeriği; büyüklüğü 25 µm'den az olan kalsiyum alüminyum florosilikat cam partiküllerinden oluşmaktadır. Likit içeriği ise; esas olarak poliakrilik asidin %50 sulu solüsyonu şeklinde veya %5 oranında tartarik asit içeriğine sahip diğer polikarboksilik asit kopolimerlerinden oluşmaktadır. Simanın özelliklerini geliştirmek amacıyla likit içeriğinde değişiklikler yapılmıştır. İtakonik asit ilavesi likidin yoğunluğunu azaltmakta, tartarik asit ilavesi ise akışkanlığı artırmakla birlikte simanın sertleşme reaksiyonunu geciktirmektedir. Bazı simanlarda kopolimerler katı hale getirilip toza eklenmekte, likit ise tartarik asit veya sudan oluşmaktadır.<sup>128, 132</sup>

Sertleşme mekanizması, florealüminosilikat cam partikülleri ile polialkenoik tartarik asit arasında oluşan asit-baz reaksiyonu ile başlamaktadır. Salınan alüminyum ve kalsiyum iyonlarının, poliasit zinciriyle çapraz bağlar kurması ve bir ağ tabakası

oluşması ve sertleşme reaksiyonuyla sonuçlanmaktadır. Polikarboksilat molekülleri ile dentin ve mine apatiti içerisindeki kalsiyum ve fosfat iyonları arası bağlantı, simanın diş sert dokularına kimyasal adezyonunu sağlamaktadır. Reaksiyon sonucunda katı şeffaf bir yapı oluşmaktadır.<sup>135</sup>

En uygun simantasyonun sağlanması için toz-likit oranı çok önemli olmakla birlikte bu oran yapıştırma simanları için 1,3:1 olarak belirtilmiştir.<sup>70</sup> Toz ve likidin karıştırıldığı yüzeyin soğuk olması önerilmektedir. Oda sıcaklığında, 2 dakika çalışma süresi bulunmaktadır. Siman, sertleşme sırasında neme çok hassas olduğu için kullanılırken ağız içindeki çalışma alanı çok iyi bir şekilde izole edilmelidir. Sertleşme süresi 6 ila 9 dakika arasındadır. Ancak bu simanlar aşırı kuruluğa karşı hassas olduğundan izolasyon, 10 dakikadan daha uzun sürmemelidir. Simantasyon öncesinde restorasyonun iç yüzeyi ve dışın yüzeyi temizlenmiş, tükürük ve kandan arındırılmış olmalıdır.<sup>136</sup>

Mineyle ve dentinle kimyasal olarak bağlantı kuran cam iyonomer simanlar, florid salınımlarıyla antikaryojenik etki göstermeleri ve yeterli düzeyde renk uyumuna sahip olmaları nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Farklı kullanım alanlarına göre sınıflandırılmış olan cam iyonomer simanlar, klinikte tip I, tip II, tip III ve tip IV olmak üzere 4 farklı şekilde bulunmaktadır (Tablo 2.6).

**Tablo 2.6.** Günümüzde CİS'lerin kullanım alanlarına göre sınıflandırılması<sup>137</sup>

<b>Çeşitleri</b>	<b>Kullanım Alanları</b>
<b>Tip I</b>	Kuron, köprü ve ortodontik braketlerin simantasyonu
<b>Tip II</b>	Restoratif materyali
<b>Tip III</b>	Kaide materyali ve pit/fissür örtücü
<b>Tip IV</b>	Kanal dolgu patı

Tip I cam iyonomer simanlar, düşük film kalınlığında ve akışkan yapıda olan, hızlı sertleşen, simantasyon amaçlı kullanılan cam iyonomer simanlardır. Düşük termal genleşme katsayısı, çinko fosfat ve polikarboksilat simandan daha yüksek kırılma direnci (90-230 MPa), florid salınımı yapması nedeniyle kuron köprü simantasyonunda sıkça kullanılmaktadır.<sup>138</sup> Bu simanların endikasyonları; kuron-köprüler, inley, overley, ve ortodontik apareylerin simantasyonudur.<sup>25</sup> Ancak cam

iyonomer simanlarda erken nem kontaminasyonunun simanın mekanik özelliklerini önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir.<sup>139</sup>

#### **2.8.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman**

Rezin modifiye cam iyonomer siman, cam iyonomer simanların likidine suda çözünebilen rezin monomer eklenerek 1980'li yıllarda geliştirilmiştir. Yapısında %20 oranında kompozit rezin ve %80 oranında cam iyonomer siman bulunmaktadır. Her iki simanın olumlu özelliklerini bir arada sunmak için üretilmiştir.<sup>140, 141</sup>

RMCİS'lerin toz içeriğinde florealuminosilikat cam bulunur. Likit genellikle poliakrilik asit, HEMA (hidroksietil metakrilat), tartarik asit, metakrilat grupları ve foto-başlatıcılardan oluşan sulu solüsyondur. RMCİS'ler asit-baz reaksiyonuna ilave olarak foto-kimyasal sertleşme yani dual cure (ikili) sertleşme göstermektedir.<sup>142</sup>

RMCİS'lerin tüm mekanik özellikleri, rezin simanlardan düşük olmakla birlikte diğer konvansiyonel simanlardan daha yüksektir.<sup>143</sup> Başlangıçtaki su absorpsiyonunun, polimerizasyon büzülmesini kompanse ettiği düşünülse de sonrasında boyutsal değişikliğe neden olduğu belirtilmiştir. Sindel ve ark.<sup>144</sup> rezin modifiye cam iyonomer simanın yapısında oluşan hidroskobik genişlemenin restorasyonda kırığa sebep olacağını bildirmişlerdir. Bu nedenle metal desteksiz seramik restorasyonların kullanımına uygun değildir.<sup>128, 145</sup>

#### **2.8.5. Rezin Simanlar**

Rezin simanlar 1970'li yıllarda piyasaya sürülmüştür.<sup>146</sup> Estetik beklentinin yüksek olduğu seramik restorasyon ve laminate venter kullanımının artmasıyla rezin simanlar sıklıkla tercih edilir olmuştur. Kompozit rezin simanlar, diş sert dokularına ve porselen gibi farklı materyallere kuvvetle bağlanabilmektedir. Geleneksel simanlara göre daha yüksek kırılma ve gerilme direncine sahip olması, ağız içerisinde düşük çözünürlük göstermesi, renk seçeneklerinin geniş olması gibi özellikleri bulunmaktadır.<sup>147</sup>

Yapısal olarak kompozit dolgu materyallerine benzeyen rezin simanların doldurucu partikül oranları azaltılmıştır. Doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı, rezinin dayanıklılığını, ısıl genişleme katsayısını, su emilim miktarını, polimerizasyon büzülmesini, radyoopasitesini ve simanın manipülasyonunu etkilemektedir.<sup>139, 148</sup>

Organik polimer faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ana fazdan oluşmaktadır. Organik polimer fazda Bis-GMA (bisfenol-A diglisidil dimetakrilat), UDMA (üretan dimetakrilat), TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) bulunmaktadır. İnorganik fazda ise kuartz, baryum, stronsiyum, lityum, çinko, yiterbiyum gibi partiküller bulunabilmektedir. Ara faz ise doldurucular ve matriks arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır.<sup>149</sup>

Rezin simanların mekanik özellikleri, organik ve inorganik içeriğine, hacmine, polimerizasyon türüne göre değişebilmektedir.<sup>128</sup>

### **Polimerizasyon mekanizmalarına göre adeziv rezin simanlar**

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre; kimyasal, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan rezin simanlar olarak 3'e ayrılmıştır.<sup>150</sup>

#### **a. Kimyasal polimerize olan adeziv rezin simanlar (self-cure)**

Kimyasal polimerize olan rezin simanlar, patlardan biri baz diğeri katalizör olmak üzere çift pat ya da toz-likit şeklinde bulunmaktadır. İki bileşen karıştırıldığında kimyasal polimerizasyon başlamaktadır. Baz kısmı benzoil peroksit, katalizör kısmı organik aminlerden oluşmaktadır. İçeriğindeki tersiyer aromatik aminler, ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak renklenmeye neden olabilmektedir. Bu dezavantajına ek olarak kısıtlı çalışma süresi mevcuttur. Metal destekli sabit protezlerin, adeziv köprülerin, postların, opak seramik kuronların simantasyonlarında kullanılmaktadır.<sup>150</sup>

#### **b. Işık ile polimerize olan adeziv rezin simanlar (light-cure)**

Light-cure simanların polimerizasyonları; 470 nm dalga boyundaki görünür ışık ile gerçekleşmektedir. Tek pat içeren sistemlerde kamforokinon ve alifatik amin bulunmaktadır. Bu yapılar, ışık olmadan polimerizasyona girip reaksiyon başlatamamaktadır. Bu özellik yeterli çalışma süresi sağlamaktadır. 1,5-2 mm'den kalın olmayan, translusent laminate venerler ve tam seramik kuronlarda kullanılmaktadır. Farklı renk seçeneklerine sahiptir.<sup>147</sup>

#### **c. Hem kimyasal ve hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual cure)**

Polimerizasyon ışığının tam olarak ulaşmasının mümkün olmadığı 2 mm'yi aşan restorasyonların simantasyonlarında dual cure özellikte rezin simanların kullanılması

önerilmektedir. Dual cure rezin simanlar, baz (foto-başlatıcı) ve katalizör (benzoil peroksit) olmak üzere 2 pat halinde bulunmaktadır. Polimerizasyon, büyük ölçüde ışığa bağımlı olmakla birlikte ışıkla polimerize edilmediğinde mekanik özelliklerin olumsuz etkilendiği bildirilmiştir. Dual cure rezin simanların, dentine, mineye, silana, kompozit dolgu materyaline, bağlayıcı ajana ve cam iyonmer simana çok iyi bağlandığı belirtilmektedir. Metal destekli ve tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanımı uygundur.<sup>127, 148, 150</sup>

### **Adeziv mekanizmalarına göre rezin simanlar**

Adeziv rezin simanlar, yüzeylere bağlayıcı bir ajan ile bağlanmaktadır. Kullanılan adeziv sistemine göre diş yüzeyine uygulanması gereken işlemler farklılık göstermektedir. Adeziv rezin simanlar, adeziv mekanizmalarına göre; etch-rinse, self-etch ve self-adeziv olarak üç gruba ayrılmıştır.<sup>151</sup>

#### **a. Etch-rinse (asitlenen ve yıkanan) rezin simanlar**

Etch-rinse yani asitleme ve yıkama prensibi ile kullanılan sistemler, klinik olarak güvenilir olsa da teknik aşamaları karmaşıktır. Öncelikle diş yüzeyine konsantrasyonu %30-40 olan fosforik asit tek başına uygulanmaktadır. Daha sonra primer ve adeziv ajanlarının ayrı ayrı uygulandığı toplamda 3 aşama içeren sistem veya asitten sonra primer ve adeziv ajanlarının bir arada tek bir şişeden uygulanması şeklinde 2 aşama içeren sistemler mevcuttur. Etch-rinse rezin simanların aşamalarının çoklu olması ve uygulanması sırasında teknik hassasiyet gerektirmesi tedavide zaman kaybına neden olmaktadır. Her aşamanın belirli bir süre uygulanması gerektiği için tükürük kontaminasyonuna oldukça dikkat edilmelidir. Ayrıca fazla kurutma veya nemli bırakma sonucu dentin dokusunda post operatif hassasiyete neden oldukları bildirilmiştir.<sup>151</sup>

#### **b. Self-etch (kendinden asitli) rezin simanlar**

Self-etch rezin simanlar ile asitleme aşaması tek başına bir aşama olmaktan çıkmış, diğer aşamaların içine dağıtılmıştır. Asidik rezin primer, asit ve primer aşamasının birleşmesiyle oluşur ve sonrasında yıkanmasına gerek yoktur. Ardından bonding ajanının uygulanması ile 2 aşamada tamamlanmaktadır. Self-etch rezin simanların, yıkama aşamasını içermemesi uygulama sırasında teknik hassasiyete daha az duyarlı olmasını sağlamıştır. Asitlenen ve yıkanan simanlara göre mine yüzeyine daha zayıf

bağlandıkları ancak post operatif hassasiyete daha az sebebiyet verdikleri belirtilmiştir.<sup>152</sup>

### **c. Self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanlar**

Diğer adeziv mekanizmalarına sahip rezin simanlara göre kullanım kolaylığıyla öne çıkan self-adeziv rezin simanlar, 2002 yılında kullanıma sunulmuştur. Geleneksel simanların kolay uygulama; rezin simanların adezyon, estetik ve üstün mekanik özellikleri gibi avantajlarını bir arada kullanabilmek amacıyla üretilmiştir. Bu simanlar, diş dokusuna bağlanırken herhangi bir asit uygulamasına veya bağlantı ajanına ihtiyaç duymamaktadır. Self adeziv rezin simanlarda smear tabakası, asitle pürüzlendirme işleminde olduğu gibi tamamıyla kaldırılmadığı için dentin tübülleri açılmaz. Böylelikle post operatif hassasiyet ihtimali en düşük düzeydedir. Tam seramik restorasyonlarda simantasyon prosedürünü basitleştirerek zaman kazandıran self-adeziv rezin simanlar, dual cure sertleşme reaksiyonu gösterir.<sup>126</sup>

Self-adeziv rezin simanlar, özellikle dentine bağlanan tüm indirekt metal, kompozit ve seramik restorasyonlarda önerilir. Mineye adezyon gerektiren durumlarda (lamine veneer, maryland) kullanılması önerilmemektedir. Minede kullanılacağı durumlarda, mineye selektif-etch uygulanması tavsiye edilir.<sup>126</sup> Ancak bu simanların bir dezavantajı, genişlemeye neden olan nemi absorbe etmeleridir.<sup>153</sup>

Rezin simanların yüksek mekanik özellikleri, preparasyonun çok madde kaybına yol açtığı durumlarda bile iyi retansiyon sağlaması, hem diş dokusuna hem seramik materyale kuvvetli adezyon sağlaması geleneksel simanlara kıyasla tercih edilme nedenleri arasındadır. Siman sertleştikten sonra taşan simanın temizlenmesinin zorluğu, kontaminasyona dikkat edilmediğinde mikrosızıntı meydana gelmesi dezavantajlarını oluşturmaktadır.<sup>126,153</sup>

Yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri Tablo 2.7’de gösterilmiştir.



**Tablo 2.7.** Yapıştırma simanlarının mekanik özellikleri<sup>128,129,138,149</sup>

<b>Siman Tipi</b>	<b>Kırılma Dayanıklılığı (MPa)</b>	<b>Gerilme Dayanıklılığı (MPa)</b>	<b>Elastik Modül (GPa)</b>
<b>Çinko Fosfat Siman</b>	80-110	5-7	13
<b>Polikarboksilat Siman</b>	55-85	8-12	4-4,7
<b>CİS</b>	90-230	4,2-5,3	3,5-6,4
<b>RMCİS</b>	130-170	12-14	3-4
<b>Rezin Siman</b>	180-320	30-63	3-5

## **2.9. Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu**

Zirkonya restorasyonlarının simantasyonunda kullanılan materyallerle ilgili kesin bir kılavuz olmamakla birlikte zirkonya; geleneksel cam iyonomer, RMCİS, çinkofosfat, polikarboksilat veya adeziv rezin simanlar ile simante edilebilmektedir.<sup>70.</sup>

154

Yüksek dayanıklılığa sahip restorasyonların simantasyonunda kullanılabilen cam iyonomer simanlar, günümüzde kullanım kolaylığından ötürü sıkça tercih edilmektedir. Bu simanların en önemli avantajları; sıkıştırma ve baskı kuvvetlerine yüksek dirençleri, dentine yakın termal ekspansiyon katsayıları, bakteriyostatik etkileri, dentin üzerinde çok az büzülme göstermeleri mineye ve dentine kuvvetle bağlanmaları ve mikrosızıntıya dirençleri şeklinde özetlenebilmektedir.<sup>155</sup> Yapılan bir çalışmaya göre kırılma dayanımlarının 1 yıl süreyle 200 MPa'ya ulaşabildiği bildirilmiştir.<sup>156</sup>

Adeziv rezin simanların hem diş sert dokularına hem de seramik materyallerine kuvvetle bağlanabilmesi, tutuculuk gerektiren durumlarda avantaj sağlamakta, marjinal bütünlüğü korumaktadır. Yüksek kırılma direncine sahip olan adeziv rezin simanlar, restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır. Seramiklerin adeziv rezin simanlarla bağlantısının sağlanabilmesi için zirkonya seramiğine ilave yüzey işlemleri yapılarak ön hazırlık yapılmalıdır. Cam seramiklerde hidroklorik asit ile pürüzlendirme ve silan kullanımı etkiliyken zirkonyanın aside karşı dirençli olması nedeniyle geçersiz yöntemlerdir.<sup>157</sup> Zirkonyayla rezin siman arasındaki yeterli

mikromekanik bağlantının sağlanabilmesi için çeşitli yöntemler şunlardır; kumlama, plazma spreyi, düşük ısılı porselen mikro incileri ile pürüzlendirme, tribokimyasal kaplama, Heat-Induced Maturation (HIM) tekniği.

Zirkonya restorasyonlarda, yüzey gerilimini azaltarak yüzeyin ıslanabilirliğini artıran kumlama işlemi, laboratuvar ve klinik ortamında uygulanabilen pratik bir yöntemdir. Yapılan güncel çalışmaların sonuçlarına göre zirkonya restorasyonlarda en ideal bağlantının sağlandığı protokolün 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yapıldığında ve MDP (10-metakriloloksidesildihidrojenfosfat) içerikli rezin simanlarla sağlandığı bildirilmiştir.<sup>158, 159</sup>

Siman ve diş arasındaki kuvvetli kimyasal bağlantı çekme, makaslama ve basma kuvvetlerine karşı direnci artırmaktadır.<sup>160</sup> Zirkonyum oksit içeren tam seramik sistemler sahip oldukları üstün kırılma ve bükülme direnci sayesinde geleneksel simanlarla başarıyla simante edilebilmektedir. Geleneksel simanların tutuculuğu büyük oranda mekanik retansiyonuna bağlıdır. Mekanik bağlantıyı etkileyen faktörler, preparasyon yaklaşım açısı, diş yüzeyinin pürüzlü olması ve simanın fiziksel özellikleridir.<sup>161, 162</sup>

### **2.10. Siman Aralığı**

Siman aralığı, restorasyonun retansiyonunu etkileyen önemli bir parametredir. Siman aralığındaki farklılıklar, simanın kuvvetlere karşı dayanımını etkileyerek kırılmaya sebep olabilmektedir. Siman aralığı; diş kesimi yaklaşım açısı, diş boyutu, basamak tipi, preparasyondaki oluklar, simanın cinsi, karıştırma oranı, karıştırma ısısı, viskozitesi, simantasyon sırasında uygulanan basınç ve yerleştirilirken uygulanan teknik gibi faktörlere bağlıdır. Siman film kalınlığının artması, restorasyonun idealden uzak yerleştirilmesine neden olarak okluzyonda yükselmeye ve kenar uyumu bozukluklarına yol açabilmektedir.<sup>12, 163</sup>

### **2.11. Kırılma Dayanımı ve Kırılma Testi**

Dayanıklılık, bir materyali kırmak veya materyalde plastik deformasyon oluşturmak için gerekli olan maksimum gerilme olarak tanımlanmaktadır. Seramik materyallerinin uygulama sınırlarını ve klinik başarısının etkisini belirleyen önemli bir mekanik özelliktir. Kırılma tokluğu ise, bir materyalin çatlak büyümesine karşı gösterdiği dirençtir. Kırılma (basma) dayanımı, materyalin kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanabilmektedir. Kırılma dayanımı testleri, restorasyonların

başarısında etkisi olduğu düşünölen değişkenleri test etmek, yeni tasarımları ve materyalleri denemek amacıyla laboratuvar koşullarında yapılan testler arasında yer almaktadır.<sup>164</sup>

Kırılma testi, dişlerin anatomik formuna uygun şekilde üretilmiş restorasyonlara dairesel bir uçla kırılma noktasına kadar kuvvet uygulanması esasına dayanmaktadır.<sup>165</sup> Kuvvet, restorasyonun oklüzal yüzeyine dik gelecek şekilde uygulanmaktadır. Kırılma anındaki yük cihaz tarafından N (Newton) veya gerilim miktarı MpA cinsinden kaydedilmektedir.<sup>166, 167</sup> Testin başarısını; uygulanan yük, uygulanan kuvvetin yönü, temas alanı, materyallerin elastisite modülü gibi değişkenler etkilemektedir. İn vitro koşullarda yapılan testler, zaman alıcı ve maliyetli olan klinik testler yerine, materyalin ağız içerisinde kullanılabilirlik ölçüsü hakkında tahmin yürütmeye yarar sağlamaktadır.<sup>168</sup>

Çiğneme anında dişlere uygulanan kuvvetler daha çok baskı şeklinde olduğundan kırılma dayanımı dental restorasyonların başarısını etkileyen önemli kriterlerden biridir.<sup>169</sup> Kırılma dayanımı, preparasyon dizaynına, simanın özelliklerine, restorasyonun kalınlığına ve dayanak materyalinin elastik modülüne bağlıdır.<sup>170</sup>

Simanların, ağızda oluşan çiğneme kuvvetlerine yeterli direnç göstermesi gerekmektedir. Bu nedenle simanların kırılma direncine olan etkisi oldukça önemlidir.<sup>129</sup> Çocuklardaki çiğneme kuvvetleri, cinsiyetlerine ve yaşlarına göre değişiklik gösterebilmekte; büyüme ve gelişme arttıkça ısırma kuvveti de artış göstermektedir.<sup>171</sup>

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

İn vitro koşullarda yürütülen bu çalışma, CAD/CAM ile 2 farklı siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronların, 2 farklı siman tipiyle süt azı dişlerine simantasyonundan sonra kırılma dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Uygulamalar, Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Kliniği, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve CEREC sistemini kullandığımız özel bir polikliniğin olanaklarından faydalanılarak yapılmıştır. Dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır.

Çalışmanın örneklem hacminin belirlenmesi amacıyla güç analizi gerçekleştirilmiştir. Referans çalışma<sup>172</sup> örnek alınarak NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, ABD) paket programı tarafından %95 güçle 36 örneğin gerekli olduğu belirlenmiştir. Karşılaştırılabilecek teknik kısıtlamalar da göz önünde bulundurularak her grupta 10 örnek olmak üzere toplam 40 örnek ile çalışmanın yürütülmesi planlanmıştır.

#### 3.1. Etik Onay

Çalışmamız için gerekli etik kurul onayları, Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan alınmıştır (Sayı: E-60116787-020-175431, Tarih:25.02.2022) (Bkz. Ek 1). Bu çalışma, Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Kurulu'nca (Proje Kodu: 2022DİŞF004) desteklenmiştir.

#### 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu tez çalışması; CAD/CAM sistemi kullanılarak farklı siman aralıklarında üretilen zirkonya kuronların farklı siman tipleriyle süt azı dişlerine simantasyonunu takiben kuronların kırılma dayanımının in vitro olarak incelenmesini amaçlamıştır. Çalışmamızda kullanılan malzemeler Tablo 3.1'de gösterilmektedir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

<b>Materyal</b>	<b>Üretici Firma</b>	<b>İçerik</b>	<b>Katalog Numarası</b>
<b>InCoris TZI C Blok</b>	Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya	ZrO <sub>2</sub> , Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> HF0 <sub>2</sub>	64 80 961
<b>Calibra Universal Siman</b>	Sirona Dental Systems, GmbH, Caulk, Almanya	Doldurucu: Baryumboron floroalümina silikat cam, Titanyun dioksit, Benzoil peroksit Rezine: Bis-GMA rezin ve polimerize olan dimetakrilat rezinler	607405
<b>Voco Meron Kapsül Cam İyonomer Siman</b>	VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya	Stronsiyum alüminyum borosilikat cam tozu, poliakrilik asit, tartarik asit	VO62105-C

### 3.3. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu tez çalışmasında, son 6 ay içerisinde düşme zamanı gelen, ortodontik veya periodontal nedenlerle çekim endikasyonu bulunan çürüksüz veya yalnızca mine tabakasında çürük bulunan, fizyolojik kök rezorpsiyonu bifurkasyon bölgesine ulaşmamış 40 adet süt II. azı dişi kullanılmıştır (Şekil 3.1). Çalışmamızda kullanılmak üzere toplanan süt dişleri için hasta ebeveynleri araştırma hakkında bilgilendirilmiş ve ebeveynlere aydınlatılmış onam formları imzalatılmıştır.

Dişlerin üzerindeki yumuşak doku artıkları ve debrisler, periodontal el aletleri kullanılarak uzaklaştırılmıştır. Toplanan dişlerin dehidratasyona uğramaması amacıyla dişler toplandıktan sonra 1 hafta boyunca %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde bekletilmiştir, ardından diğer aşamaya kadar distile suda (+4°C) saklanmıştır.



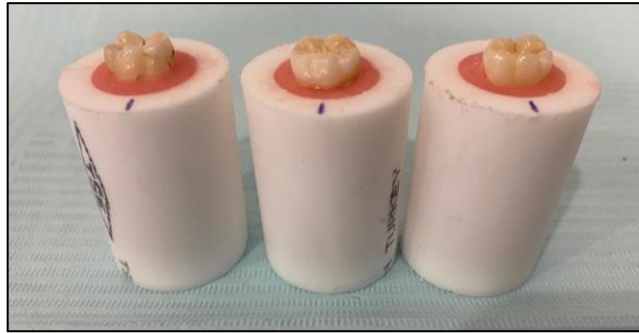
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan süt II. azı dişi örnekleri

### 3.4. Çalışma Gruplarının Hazırlanması

Çalışmaya dahil edilen dişleri, önceden hazırlanmış plastik borulara sabitlemek için otopolimerizan akril (Imicryl, Konya, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 3.2). Dişler akriliğe gömülürken mine sement sınırlarının açıkta kalmasına ve test aşamasında kuronlara uygulanacak kuvvet düzleminin standarda yakın olabilmesi için dişlerin oklüzal yüzlerinin de yer düzlemiyle paralel olacak şekilde yerleştirilmesine dikkat edilmiştir (Şekil 3.3). Akril polimerizasyonu tamamlandıktan sonra dehidratasyona uğramaması amacıyla örnekler preparasyon aşamasına kadar distile suda bekletilmiştir.



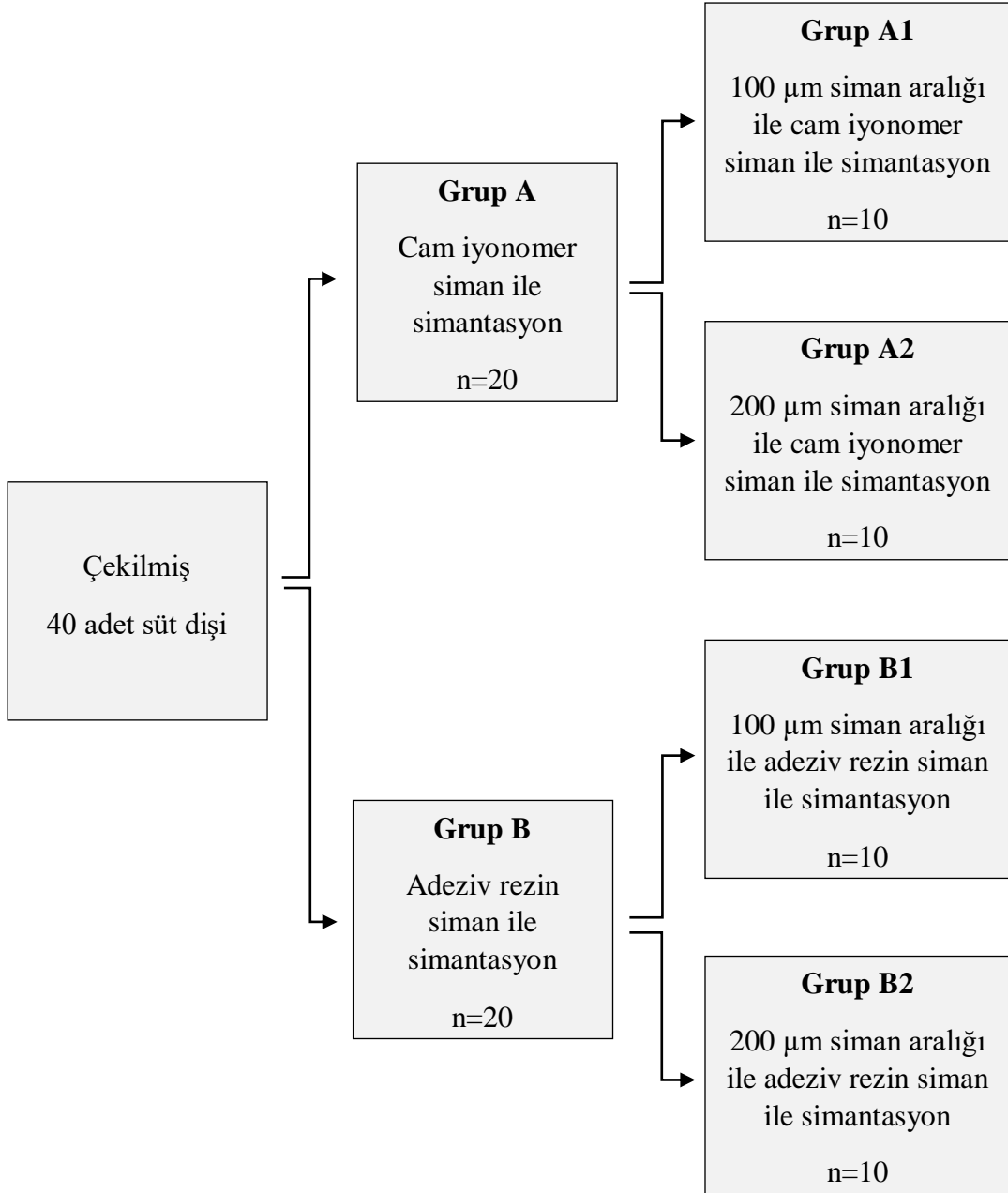
Şekil 3.2. Akrilik rezin



Şekil 3.3. Dişlerin plastik borular içerisinde akriliğe gömülmesi

Çalışmanın akış şeması Şekil 3.4'te gösterilmiştir. Dişler her grupta 10 adet diş bulunacak şekilde rastgele 4 gruba ayrılmıştır. Her grupta n=10 olmak üzere farklı bir siman aralığı ve siman tipi planlanmıştır. Örnekler numaralandırılarak A1, A2, B1 ve B2 olarak gruplandırılmıştır. Grupların içeriği şu şekildedir:

- ❖ Grup A1: 10 adet CAD/CAM ile 100 µm siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronun, cam iyonomer siman ile simantasyonu.
- ❖ Grup A2: 10 adet CAD/CAM ile 200 µm siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronun, cam iyonomer siman ile simantasyonu.
- ❖ Grup B1: 10 adet CAD/CAM ile 100 µm siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronun, self adeziv rezin siman ile simantasyonu.
- ❖ Grup B2: 10 adet CAD/CAM ile 200 µm siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronun, self adeziv rezin siman ile simantasyonu.



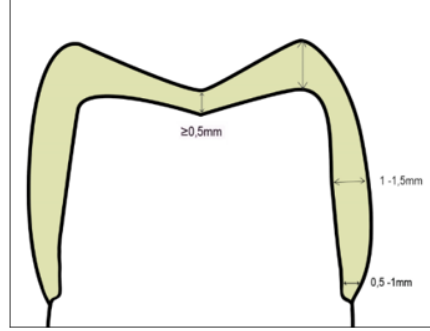
Şekil 3.4. Çalışmanın akış şeması

### 3.5. Dişlerin Preparasyonları

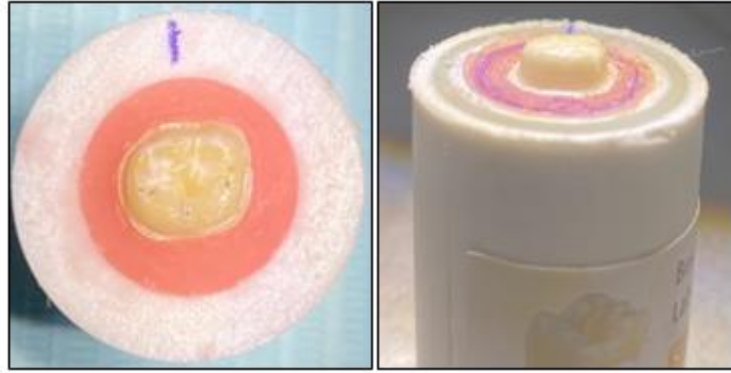
Dişlerin preparasyonu, elmas frezler kullanılarak aeratör (W&H, Alegria TE-97 C LED G BC, Avusturya) ile su soğutması altında aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Oklüzal yüzeyden, merkezi fossa esas alınarak rehber oluk oluşturma yöntemiyle fissür frez (DIMEI, Huaxian City, Çin) kullanılarak 0,5 mm preparasyon derinliği belirlenmiştir. Ardından geriye kalan tüm oklüzal yüzeyler ve tüberkül tepeleri, preparasyon tahmini olarak dentinde sonlanacak şekilde 0,5 mm – 1,5 mm prepare edilmiştir. Basamak, çepeçevre 0,5 mm-1 mm genişliğinde chamfer kesim ile oluşturulmuştur. Chamfer kesim için silindirik açılı elmas frez (FD. D.879K



Frank Dental, Almanya) kullanılmıştır. Keskin köşelerin, kenarların ve geçişlerin ince grenli elmas frezler yardımıyla yumuşatılması ile birlikte andırkatsız basamak ve kesim yüzeyi elde etmeye özen gösterilmiştir. Dişlerde yapılan preparasyon miktarı Şekil 3.5'te ve preparasyon sonrası dişlerin oklüzal ve aksiyal görüntüsü Şekil 3.6'da gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Dişlerde yapılan preparasyon miktarı



Şekil 3.6. Prepare edilmiş süt dişi örneği

### 3.6. CAD/CAM ile Zirkonya Kuronların Üretilmesi

Preparasyonları tamamlanan diş örnekleri, gruplara ayrıldıktan sonra CAD/CAM cihazıyla yapılan işlemlere geçilmiştir. Hasta kaydı oluşturularak, restorasyon tasarımı arşivlenebilmektedir. Aynı hasta için birden çok restorasyon tasarımı yapılabilmekte ve bu tasarımlar kaydedilebilmektedir. Çalışmamızda Primescan tarayıcı ile çalışan CEREC SW 5.2.4 yazılımı kullanılmıştır. Diş örneklerinden optik tarayıcı ile ölçü alınmasından kuronların son halini almasına kadar sırasıyla aşağıdaki aşamalar izlenmiştir.

#### **Add New Patient (Hasta Kaydı Oluşturulması)**

Cihazın masaüstünde yer alan CEREC SW 5.2.4 programı açılarak "Add New Patient" (yeni hasta kaydı oluştur) sekmesine tıklanmıştır. İn vitro çalışmamızda hasta

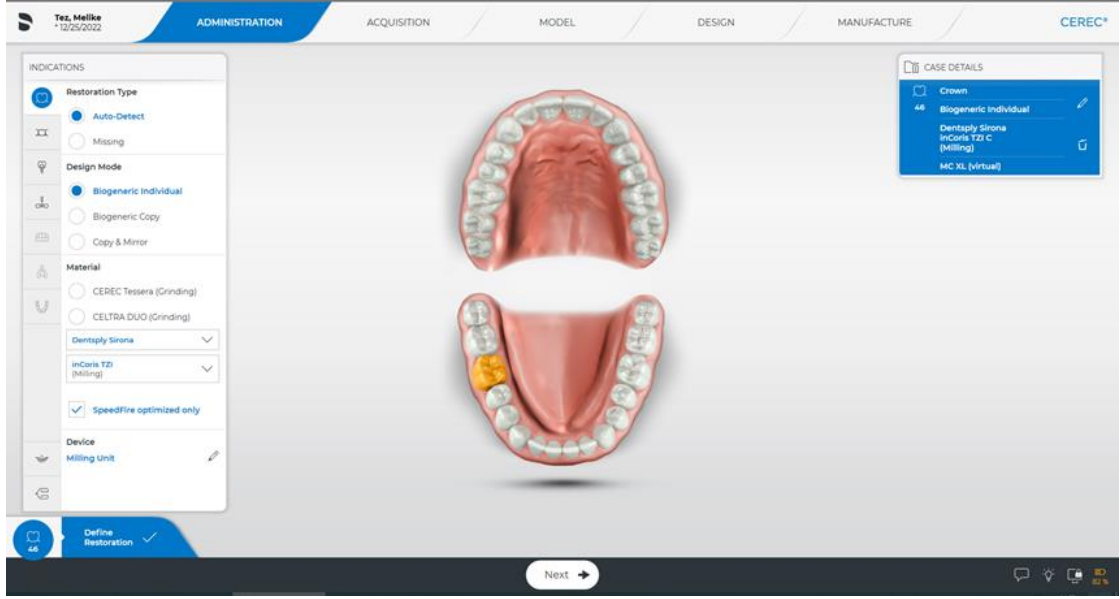
kaydı, araştırmacı adına oluşturulmuştur. Ardından "Add New Case" (yeni vaka oluştur) sekmesi tıklanarak diğer aşamalara geçilmiştir (şekil 3.7).



şekil 3.7. A. CEREC SW 5.2 yazılımının giriş ekran görüntüsü, B. "Add New Patient" seçeneği, C. "Add New Case" seçeneği

### **Administration (Yönetme) Aşaması**

Administration aşamasında, kullanılacak biyojenerik tasarımın ve restorasyonun çeşidi ile birlikte diş numarası belirlenmektedir. CEREC sistem yazılımlarının henüz süt dişlenmeyi içermemesi nedeniyle referans olarak alt daimi birinci büyük azı dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızın in vitro olması ve prepare dişe komşu veya karşıt dişler bulunmaması sebebiyle Biogeneric Reference ve Biogeneric Copy seçenekleri elimine edilerek Biogeneric Individual seçeneği tasarımda kullanılmıştır. Aynı aşamada "kuron" restorasyon çeşidi olarak seçilerek devam edilmiştir (şekil 3.8).

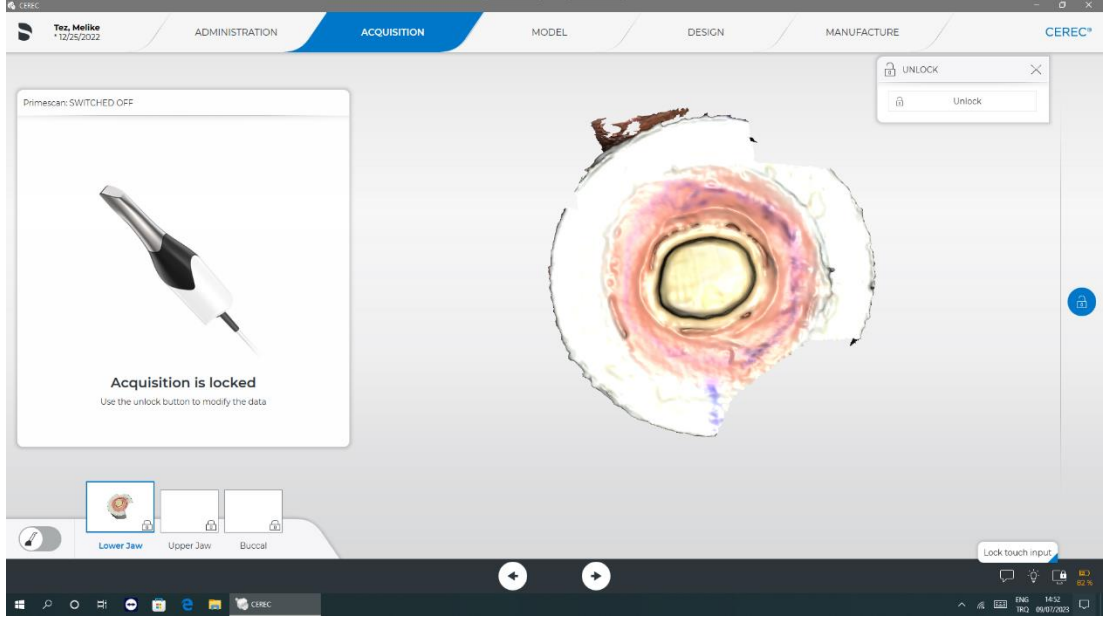


Şekil 3.8. Administration aşaması

### Acquisition (Görüntü Elde Etme) Aşaması

Administration aşamasındaki seçimler tamamlandıktan sonra dijital ölçü alınan aşama olan görüntü elde etme aşamasına geçilmiştir. Çalışmada alt çeneye ait dişler kullanıldığı için ekran "lower jaw" seçeneğiyle kullanılmıştır. Tarayıcı ile elde edilen eş zamanlı görüntü ekranın sol kısmında, görüntü yardımıyla elde edilen sanal model ise ekranın sağ kısmında yer almaktadır (Şekil 3.9).

Optik tarayıcının safir mercek yüzü, prepare dişin oklüzal yüzeyine 3-5 mm uzaklıkta konumlandırılıp sistemin altında yer alan pedala basılarak ölçü alma işlemine geçilmiştir. Optik tarayıcı, prepare dişin etrafında döndürülerek bilgisayara ölçü görüntüsü aktarımı yapılmaya başlanmıştır. Ölçüdeki eksikleri kontrol edebilmek için pedala dokunularak duraklatma işlemi yapılabilmektedir. Çalışmada ölçünün doğru ve net olmasına özen gösterilmiş, aksi halde ölçü alma işlemi tekrarlanmıştır. Mevcut örneklerde karşıt çene ve kapanış ilişkisi verilerinin gerekli olmaması sebebiyle, ölçü uygun ise bir sonraki aşamaya geçilmiştir.

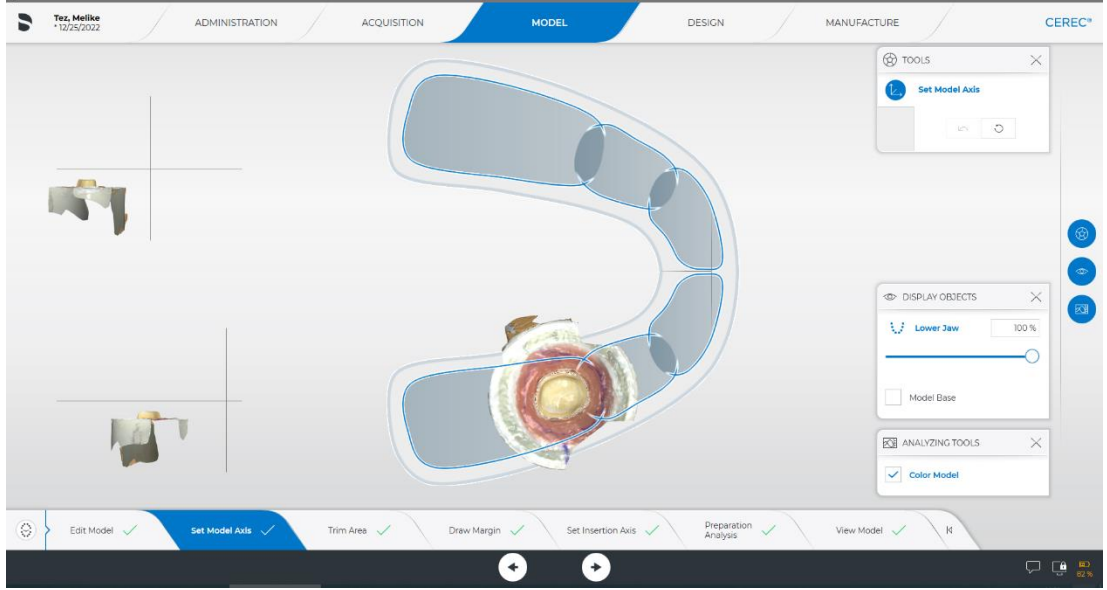


Şekil 3.9. Optik tarayıcı ile görüntü elde etme

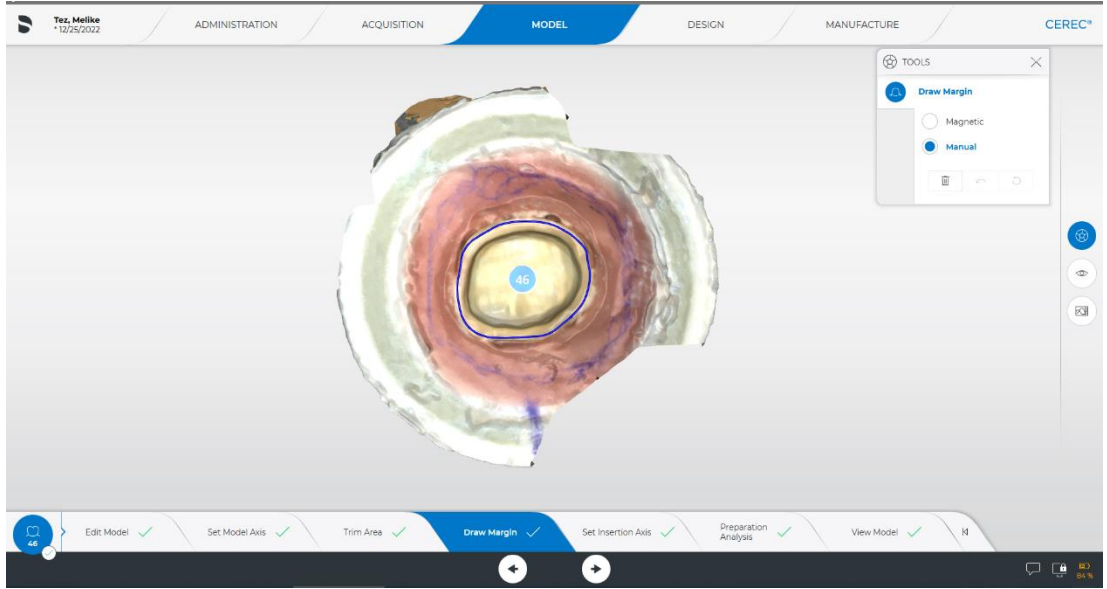
### Model aşaması

Model aşamasının "Set Model Axis" sekmesinde prepare diş, ekran üzerinde hareket ettirilerek çenedeki konumuna göre yerleştirilmiştir. Daha sonra ekrandan dişin oklüzal tablaya göre seviyesi takip edilerek, bukkolingual ve meziodistal aksları belirlenmiştir (Şekil 3.10).

Diş konumuna yerleştirildikten sonra prepare dişin basamak sınırlarını belirlemek için "Draw Margin" sekmesine geçilmiştir. Çalışmamızda tüm sınırların çizimleri "Manuel" seçeneğinde yapılmıştır. Bu yöntem ile marjin çiziminde, çift tıklanarak bir başlangıç noktası oluşturulduktan sonra tek tıklanarak çizime devam edilmeli, tüm sınırlar belirlendikten sonra başlangıç noktasında tekrar çift tıklanmalıdır. İhtiyaç duyulması halinde basamak sınırları üzerinde düzeltmeler yapılmıştır (Şekil 3.11). Daha sonra "Set Insertion Axis" sekmesinde giriş yolu kontrol edilmiştir. Bu sekmede eğer mevcutsa giriş yolunda engel teşkil edecek diş yüzeyleri, sarı renk ile ekranda görülmektedir. Yüzeylerde bulunan oluklar (undercut), konveks-konkav kenarlardaki (surface) düzensizlikler, "Preparation Analyzing" sekmesinde bulunan araçlar (analyzing tools) penceresinden kontrol edilmiştir.



Şekil 3.10. Modelin çene arkına yerleştirilmesi, bukko-lingual ve mezio-distal akslarının ayarlanması



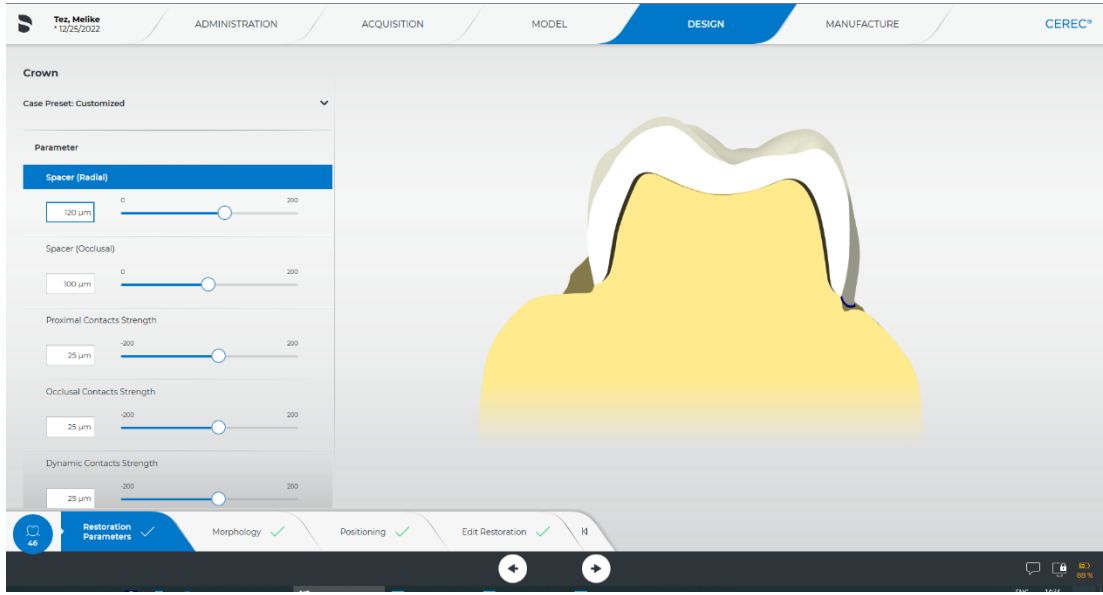
Şekil 3.11. Modelin basamak sınırlarının belirlenmesi

### **Dizayn (Design) Aşaması**

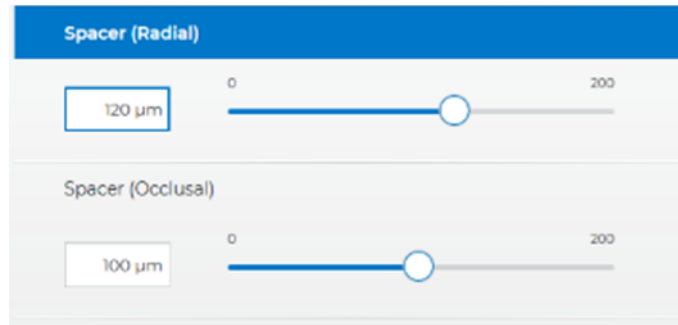
Model aşamasında düzenlemeler tamamlandıktan sonra "Design" aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada öncelikle restorasyona ait parametreler belirlenmiştir. Restorasyon parametreleri program tarafından standart olarak restorasyon materyali ve tipine göre önerilmektedir. İn vitro tez çalışmamızda, tek bir örnek üzerinden optik ölçü alınması sebebiyle, cihaz tarafından "proksimal ve oklüzal kontak gücü" parametreleri elimine edilmiştir. Radyal siman aralığı, tüm kuronlar için yazılımın önerdiği şekilde (120 µm) ve oklüzal siman aralıkları belirlenen çalışma gruplarına uygun şekilde 100 µm ve 200 µm olarak düzenlenmiştir (Şekil 3.12, Şekil 3.13).

Kuron morfolojisi seçimi yapılırken "Condular Bonartic" formu seçilmiştir (Şekil 3.14). Yazılımın seçilen parametreler doğrultusunda tasarladığı kuron, rotasyonel hareketlerle pozisyonlandırılmıştır (Şekil 3.15). Tasarlanan kuron, kontrol edilerek düzeltilmesi gereken bölgelerde, sağ taraftaki "Tools" penceresindeki araçlar yardımıyla gerekli düzeltmeler yapılmıştır.

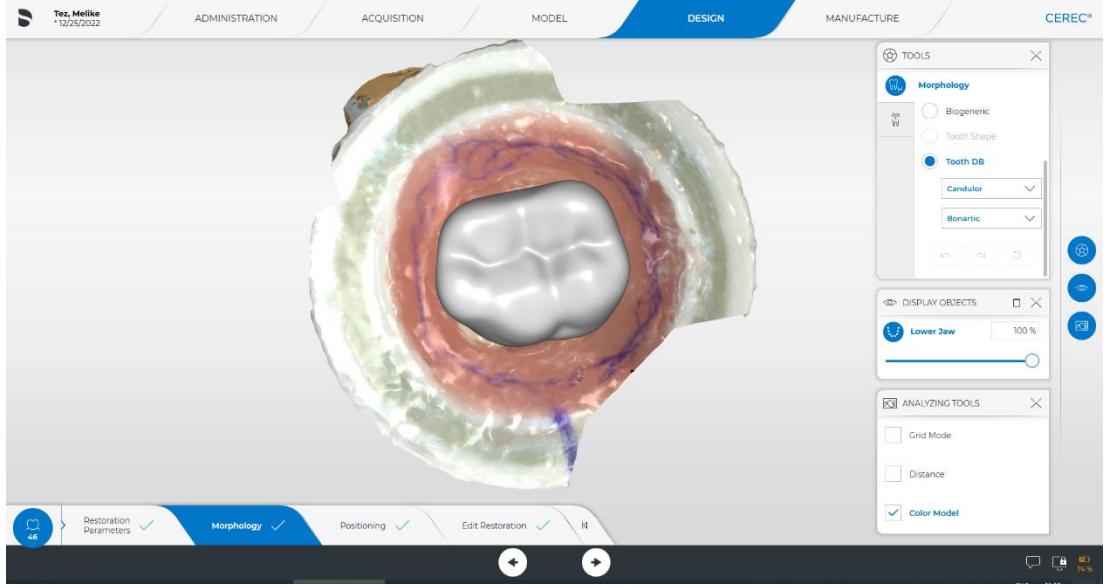
Kuron restorasyonları, oklüzalde 0,5 mm kalınlığa sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Restorasyon kalınlıklarının kontrolü, "Analyzing Tools" simgesine tıklandığında çıkan "Cursor Details" seçeneği üzerinden yapılmaktadır.



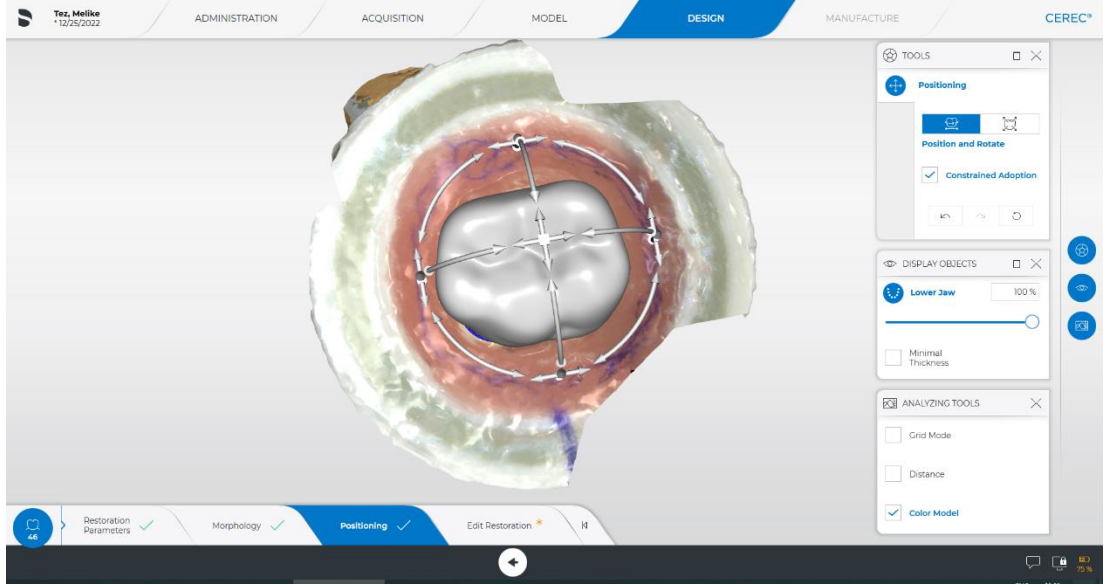
Şekil 3.12. Restorasyonun parametrelerinin belirlenmesi



Şekil 3.13. Oklüzal ve radyal siman aralıkları



Şekil 3.14. Restorasyonun morfolojisinin belirlenmesi



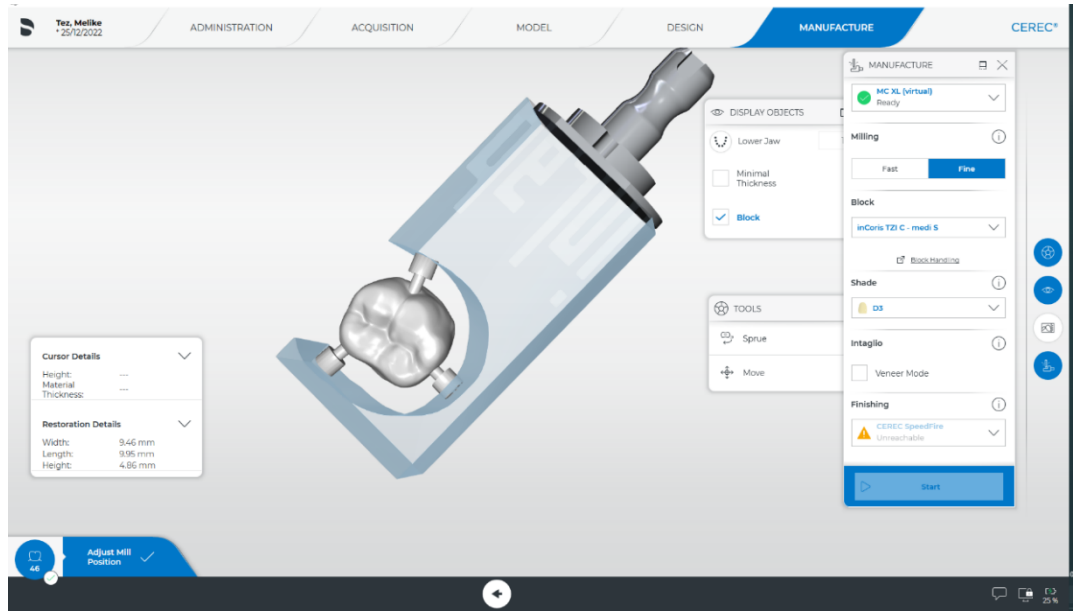
Şekil 3.15. Restorasyonun pozisyonlandırılması

### Üretim (Manufacture) Aşaması

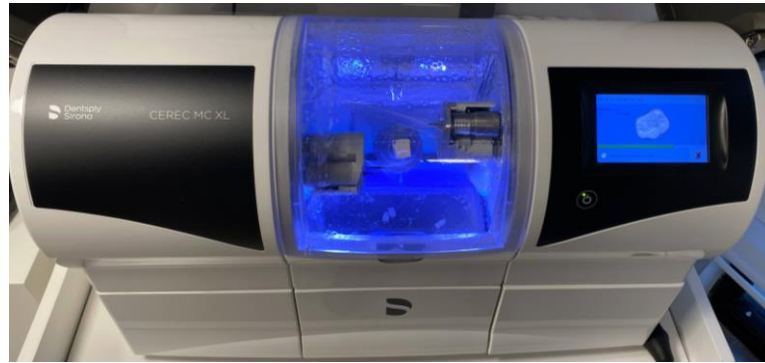
Restorasyonun tasarımının ve kontrollerinin tamamlanmasının ardından üretim yapılacak olan "Manufacture" aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada frezeleme seçenekleri ve restorasyon rengi belirlenmektedir. Üretimde kullanılacak blok ve frezler, frezeleme ünitesine yerleştirilmiştir. Oluşturulan restorasyon blok içerisinde yazılım tarafından otomatik olarak konumlandırılmaktadır. Restorasyonun konumu tüm sınırlarının blok içerisinde kalmasına dikkat edilerek her açıdan kontrol edilmiştir. Çalışmamızda kontak dişler olmadığından kontak bölgesine denk gelen tijlerin yeri değiştirilmemiştir. Kullanılacak blok boyutu ekranın alt bölümünde bulunan "Change

Block Size" simgesinden seçilmiştir. Çalışmamızda, medi S boyutunda InCoris TZI C blok (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılmıştır. Seçilen blok tipi, kod numarası ve frezeleme seçenekleri sisteme girilmiştir (Şekil 3.16).

Frezeleme yapılacak olan blok, CEREC frezeleme ünitesine (CEREC MC XL, Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) tornavida yardımı ile yerleştirildikten sonra frezeleme odasının kapağı kapatılmıştır. CEREC AC® veri toplama ünitesinden verilen "Start Milling" komutu CEREC MC XL® frezeleme ünitesine ulaştığında frezeleme işlemi başlamıştır (Şekil 3.17). Çalışmamızda, her bir restorasyonun freze süresi 13-17 dakika olarak kaydedilmiştir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra bloklar, üniteden çıkarılmış ve frezelenen kuron kısmı tijlerinden silindirik elmas frez yardımıyla ayrılmıştır.



Şekil 3.16. Manufacture aşaması



Şekil 3.17. InLab MC XL frezeleme cihazı



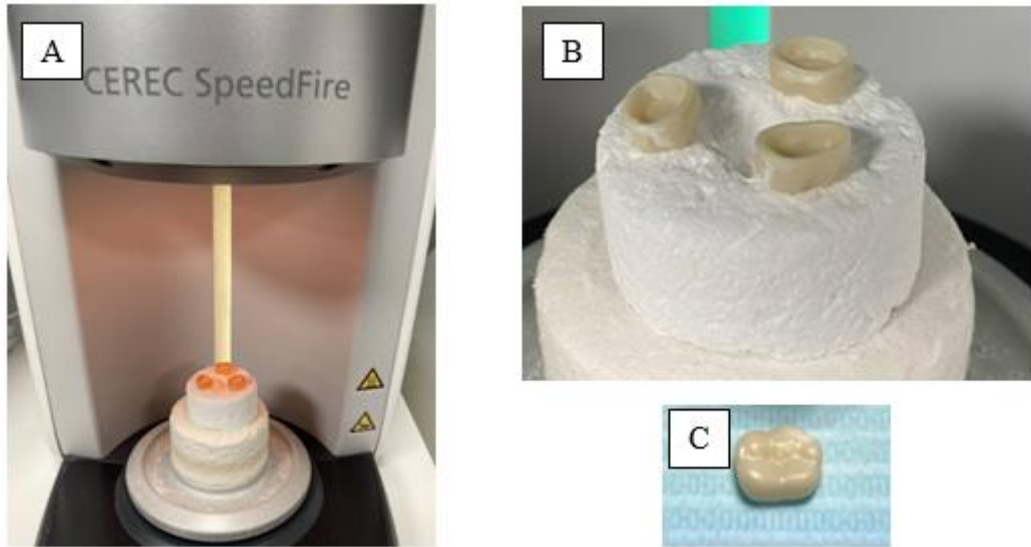
### Sinterizasyon Aşaması

Islak frezeleme ile üretilen zirkonya kuronların ön kurutma ve sinterizasyon aşamasında CEREC InFire HTC Speed glazür fırını (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.18). Üretici firmanın önerdiği sinterizasyon ayarları uygulanmıştır (Tablo 3.2).

**Tablo 3.2.** InCoris Zirkonya Örneklerin Sinterlenme Sıcaklıkları

Sıcaklığı artırma oranı °C/dk	Sabit sıcaklık °C	Sıcaklığı sabit tutma süresi dk
25	800	0
15	1510	120
30	200	0

°C: Santigrat derece, dk: Dakika



**Şekil 3.18.** A. InFire HTC Speed sinterleme fırını, B. Sinterizasyon sonrası kuronların soğuması, C. Kuronun sinterizasyon tamamlandıktan sonraki görünümü

### 3.7. CAD/CAM ile Üretilmiş Zirkonya Kuronların Simantasyon İşlemi

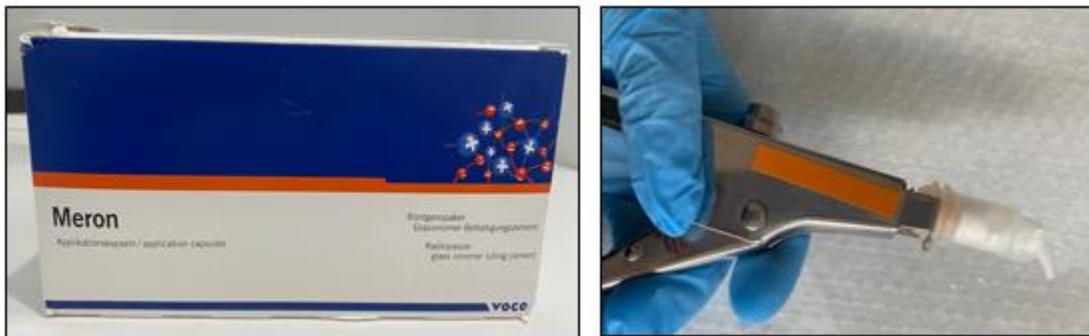
CAD/CAM sistemi kullanılarak InCoris TZI C zirkonya bloklardan (Sirona Dental Systems, GmbH, Bensheim, Almanya) hazırlanan kuronların tamamlanmasıyla birlikte, üretilen kuronların prepare dişler üzerindeki adaptasyonları kontrol edilmiştir. Üretici firmanın kullanma talimatları doğrultusunda kuronların iç yüzeyleri, 2,5 bar basınç altında 50 µm alüminyum oksitle kumlanmıştır. Prepare dişlerin yüzeyleri,

simantasyon öncesi pomza ve fırça ile temizlenmiştir. Su ile yıkanmış daha sonra hava ile kurutulmuştur.

A1 ve A2 gruplarına dahil olan toplamda 20 adet kuron için 20 adet kapsül cam iyonomer siman (Meron, VOCO, Cuxhaven, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.19). Kapsül cam iyonomer siman, kullanma talimatları doğrultusunda; elde sallanmış, ardından taşıyıcıda sıkıştırılarak kapsülün altında yer alan piston kapsül içerisine itilmiştir. Sonrasında taşıyıcıdan çıkarılıp karıştırıcıya yerleştirilen kapsül 10 sn boyunca karıştırılmıştır.

Kapsül zaman kaybedilmeden taşıyıcıya yerleştirilerek siman, kuronun içerisine eşit bir şekilde hava boşluğu kalmadan sıkılmıştır. Ardından simanın sertleşmesi için 4 dakika boyunca parmak basısına devam edilmiştir. Siman sertleştikten sonra siman artıkları sond yardımıyla temizlenmiştir.

B1 ve B2 gruplarına dahil olan toplamda 20 adet kuron için adeziv rezin siman (Calibra, Sirona Dental Systems, GmbH, Caulk, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.20). Simantasyon prosedüründe, üretici firmanın opak restorasyonlar için verdiği talimatlara uyulmuştur. Adeziv rezin siman, iki ayrı patı otomatik olarak eşit miktarda karıştıran aplikatör ucu yardımıyla kuronların içerisine hızlı bir şekilde uygulanmıştır. Kuronlar, prepare dişler üzerine dikkatlice yerleştirilerek oklüzal yüzeyden parmak ile sabitlenmiştir. Kuronlar, her yüzeyden LED ışık kaynağıyla (One Cure, RMH3 Dental, Chantilly, ABD) 5 sn polimerize edilmiştir. Artık siman ve siman kalıntıları ilk 45 saniye içerisinde sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Daha sonra tüm yüzeyler 20'şer saniye tekrar LED ışık kaynağıyla polimerize edilmiştir. Kırma testine hazır ve simantasyonları tamamlanmış örnekler Şekil 3.21'de gösterilmiştir.



Şekil 3.19. Voco Meron kapsül cam iyonomer yapıştırma simanı



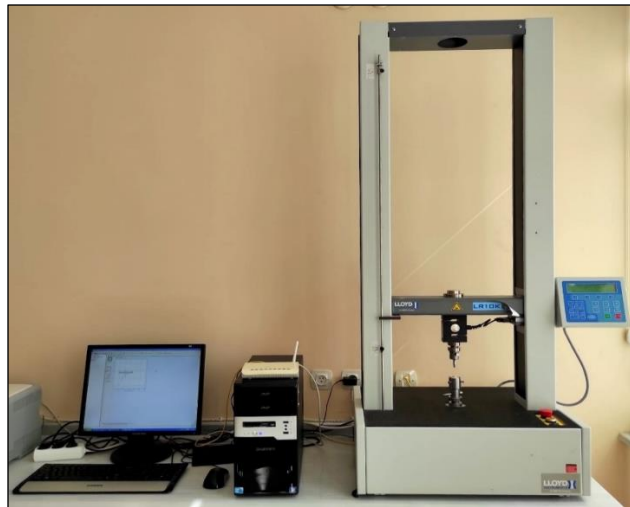
Şekil 3.20. Calibra Universal Adeziv Siman



Şekil 3.21. Simantasyonu tamamlanmış örnekler

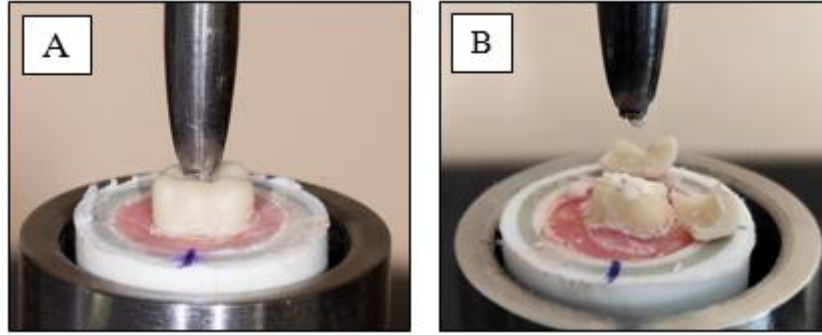
### 3.8. Örneklerin Kırılma Yüğü Testi

Hazırlanan örneklerin kırılma yüğü değerlerini ölçmek için universal test cihazı (LR 10K Plus, Lloyd Instruments, Farnham, İngiltere) kullanılmıştır (Şekil 3.22).

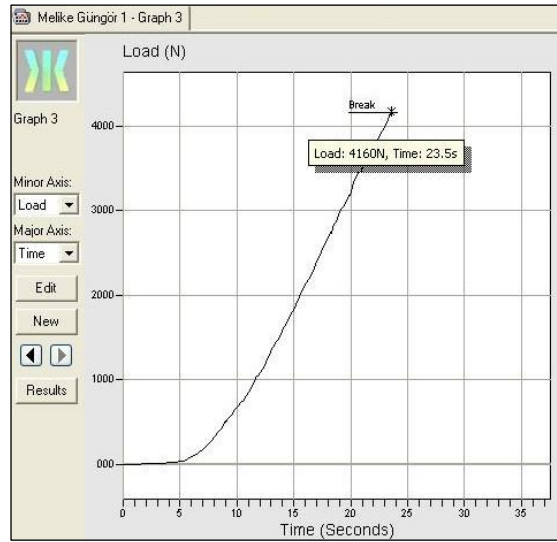


Şekil 3.22. Universal test cihazı

Örnekler universal test cihazına, uygulanacak kuvvetin kuronun uzun eksenine paralel geleceği şekilde yerleştirilip konumlandırılmıştır. Örnekler, hareket etmemeleri için vida ile sabitlenmiştir. Test cihazının üst bölümüne sabitlenmiş küresel uç, örneklerin oklüzal yüzeyiyle dik açı yapacak şekilde ve kuvvetin santral fossaya gelmesine dikkat edilerek ayarlanmıştır (Şekil 3.23). Universal test cihazının ucunda örneklere kuvvet uygulayan kısmın çapı 5 mm'dir. Cihazın kuvvet uygulayan ucu, sisteme bağlı bilgisayar yazılımındaki program üzerinden, kuronda kırılma olduğunu tespit ettiği anda kuvveti kesecek şekilde ayarlanmıştır. Kırılma anındaki maksimum kuvvet hem Newton (N) hem de stres gerilimi (MPa) cinsinden Excel programında kaydedilmiştir.



Şekil 3.23. A. Örneğin universal test cihazına yerleştirilmesi, B. Örneğin kırılma görüntüsü



Şekil 3.24. Bilgisayar programında maksimum kuvvetin kaydedildiği grafik

### 3.9. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, ABD) paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma)

yanı sıra Shapiro – Wilk normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakılmış, normal dağılım gösteren değişkenlerin ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, süt azı dişlerinde iki farklı siman aralığının ve iki farklı siman tipinin kullanıldığı CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya kuronlarda yapılan kırılma yükü testi ile elde edilen ölçüm değerleri istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre elde edilen minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

**Tablo 4.1.** Grupların kırılma yükü değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

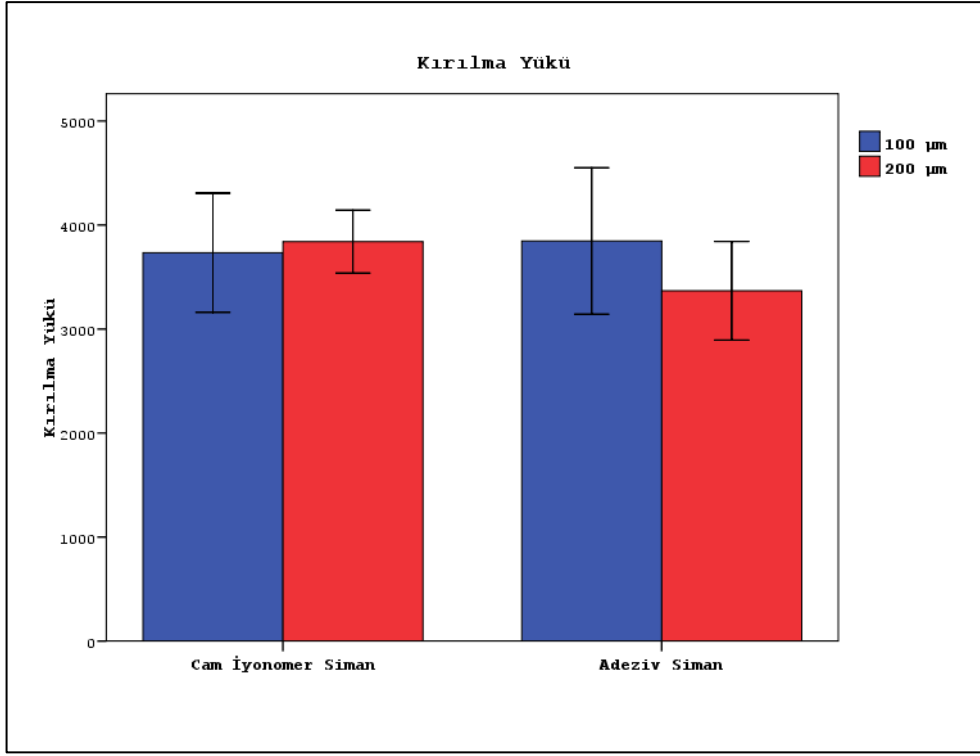
Grup	N	Ortalama (N) ± Standart Sapma	Minimum	Maksimum
A1	10	3734±800,17	2680	4790
A2	10	3840±423,37	2930	4350
B1	10	3847±984,74	2690	5600
B2	10	3368±662,99	2070	4360
Total	40	3697,25±743,94	2070	5600

Çalışmada elde edilen verilerin kullanılan siman tipine ve siman aralığına göre gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırmalarında bağımsız t testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir Elde edilen sonuçlar Tablo 4.2’de ve simanlara göre dağılımı Şekil 4.1’de bulunmaktadır.

**Tablo 4.2.** Kırılma yükünün (N) gruplar arası karşılaştırması

Kırılma Yükü	100 µm	200 µm	P
Cam İyonomer Siman	3734±800,17	3840±423,37	0,715
Adeziv Siman	3847±984,74	3368±662,99	0,218
P	0,781	0,074	

\*p değeri <0,05 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir.



Şekil 4.1. Çalışmada elde edilen verilerin kullanılan simanlara göre dağılımı

Cam iyonomer siman grubunda 100 µm ve 200 µm siman aralığı alt gruplarının kırılma yükü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,715$ ).

Adeziv siman grubunda 100 µm ve 200 µm siman aralığı alt gruplarının kırılma yükü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,218$ ).

100 µm grubunda cam iyonomer siman ve adeziv siman gruplarının kırılma yükü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,781$ ).

200 µm grubunda cam iyonomer siman ve adeziv siman gruplarının kırılma yükü ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,074$ ).

## 5. TARTIŞMA

Diş çürüğü, koruyucu diş hekimliği uygulamalarındaki artışa rağmen, bebeklik ve çocukluk çağının kronik ve yaygın hastalıkları arasında yer almaktadır.<sup>173</sup> Tedavi edilmeyen diş çürükleri; ağrıya, ciddi lokal ve sistemik enfeksiyonlara, çiğneme gücüne bağlı beslenme bozukluklarına ve çocuğun sosyal hayatında olumsuzluklara neden olabilmektedir.<sup>174</sup>

Çürüğün birden çok yüzeyi etkilemesi, servikal dekalsifikasyonlara yol açması ve aşırı madde kaybına neden olması durumunda süt dişlerini restore etmek oldukça zor hale gelmektedir. Süt dişlerinde mine ve dentin yapısının, daimi dişlere göre daha farklı olması, süt dişlerinde meydana gelen çürüklerin daha aktif ve hızlı ilerlemesine yol açmaktadır. Süt dişlerinin restorasyonlarında başarısızlık sebepleri arasında; çocuklarla kooperasyonun kolay olmaması, dişlerin morfolojik ve anatomik farklılıkları, uygun olmayan materyal kullanımı yer almaktadır.<sup>39</sup>

Süt dişlerinin kuron ile kaplanması ile dişin yapısal bütünlüğün korunması, kırılma dayanımının artırılması, mezio-distal yer kaybının engellenmesi, dişin ağız içerisinde uzun süre fonksiyonda kalması sağlanmaktadır. Yapılan klinik araştırmalarda, madde kaybı fazla olan süt dişlerine uygulanan prefabrike kuronların, uzun dönemde diğer restoratif materyallerdeki başarısızlık riskini önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir.<sup>175</sup>

176

Geçmişten günümüze, çocuk diş hekimleri tarafından madde kaybı fazla olan süt azı dişlerinin restorasyonu için birçok prefabrike kuron çeşidi kullanılmıştır. En sık kullanılan kuron çeşidi olan PÇK'lar tek seansta kolayca uygulanabilmektedir. PÇK'ların süt dişlerinde kullanılan diğer restoratif materyallere göre daha dayanıklı olması, tutuculuğu ve yeterli servikal adaptasyon sağlandığında uzun ömürlü olması avantajlarını oluşturmaktadır. Yapılan çalışmalarda pulpotomi tedavisi yapılan süt dişlerinde PÇK'ların, amalgam restorasyonlara kıyasla prognozunun daha iyi olduğu bildirilmiştir.<sup>177, 178</sup> Ayrıca vital süt dişlerinde servikal uyumlanması başarılı olan PÇK'ların, direkt restorasyonlara kıyasla bakteriyel geçişi daha çok engelleyerek pulpayı koruduğu belirtilmiştir.<sup>179, 180</sup>



PÇK'ların potansiyel alerji riski taşımasının yanı sıra en büyük dezavantajı estetik olmayan görüntüsüdür. Daha sonrasında PÇK'ların metal görünümünü modifiye etmek amacıyla estetik PÇK'lar (açık yüzlü PÇK'lar ve ön yüzü veneerlenmiş PÇK'lar) piyasaya sürülmüştür. Açık yüzlü PÇK'lar olarak da adlandırılan rezin penceresine sahip olan kuronlar, geleneksel PÇK'lardan daha estetik olmasına rağmen rezinin klinik şartlarda yerleştirilmesi, teknik hassasiyet gereksinimine ve zaman kaybına neden olmaktadır. Ayrıca bu kuronların geleneksel PÇK'lardan daha kırılğan olduğu bildirilmiştir. Ön yüzü veneerlenmiş PÇK'lar ise kuronun bukkal ve/veya oklüzal yüzeylerinin önceden rezin ile kaplanmasıyla üretilmektedir. Daha estetik bir görünüme sahiptir. Ancak bu kuronlarda uyumlama problemleri mevcuttur, rezin kaplama nedeniyle kırılğandır ve hasta başında uzun süre gerektirir.<sup>53, 181</sup>

Ebeveyn beklentilerini karşılamak, süt dişlerinde restorasyon türü seçiminde en önemli karar parametrelerinden biri haline gelmiştir. Ebeveynlerin restorasyon seçiminde estetik, toksisite, dayanıklılık ve maliyeti göz önünde bulundurdıkları bildirilmiştir. Buna ilave olarak, daha önceki yıllara kıyasla günümüzde çocuk diş hekimlerinin restorasyon seçiminde ebeveynlerin görüşlerini daha çok dikkate aldıkları bildirilmiştir.<sup>182</sup>

Roberts ve ark.<sup>51</sup> tarafından yapılan bir çalışmada ön yüzü veneerlenmiş PÇK'ların boyutlarının büyük olmasının ve görünen yüzeylerde metal bulunmasının ebeveynler tarafından ifade edilen estetik endişeler arasında yer aldığı bildirilmiştir. Peretz ve Ram<sup>19</sup>, yaptıkları bir çalışmada ebeveynlerin %48'inin sunulan restoratif materyal seçenekleri arasından özellikle diş rengindeki restorasyonlarda ısrarcı oldukları belirtilmiştir. Yapılan bazı çalışmalarda, çocukların ve ebeveynlerin, restoratif materyal tercihleri değerlendirilmiş, hem çocukların hem de ebeveynlerin diş renginde restorasyonları tercih ettikleri görülmüştür.<sup>19, 183</sup> Farklı demografik özelliklerin, çocukların ve ebeveynlerin restoratif materyal tercihlerine etkisini ayrıntılı olarak inceleyen bir çalışmada, gelir düzeyine bakılmaksızın ebeveynlerin restorasyon seçiminde renk ve şeklin ön planda olduğu belirtilmiştir.<sup>184</sup>

Artan estetik beklentiye paralel olarak gelişen teknolojiyle birlikte biyoyumlu yeni malzemeler kullanılmaya başlanmış, ideal fonksiyonu yerine getiren bu malzemelerle estetik diş hekimliğinin sınırları genişlemiştir. Zimmerman ve ark.<sup>50</sup> tarafından yapılan bir çalışmada ebeveynlerin arka grup dişlerde materyal seçiminde,

diş hekiminin önerisini gözardı ederek estetiği ön planda tuttıkları bildirilmiştir. Araştırmacılar tarafından estetik diş restorasyonlarına artan bu ilgi ve ihtiyaç için yeterli teknik ve biyomateryallerin mevcut olduğu vurgulanmıştır.

Daimi dişlerin restorasyonlarında yıllardır kullanılan zirkonyum, son yıllarda süt dişlerinde de tercih edilmeye başlanmıştır. Zirkonyum, çocuk diş hekimliğine 2008 yılında PZK'lar ile giriş yapmıştır. PZK'ların diğer prefabrike kuronlara kıyasla daha estetik, dayanıklı ve biyouyumlu olması sıkça tercih edilmesini sağlayan özellikleridir. Zirkonyum yüzeyinin cilalı yapısı daha az plak birikimine neden olarak uygulandığı dişlerde dişeti enflamasyon riskini azaltmaktadır. Ancak bu kuronlarda, PÇK'lara kıyasla yapılması gereken diş preparasyonu miktarı daha fazladır. Rijit materyaller olduğu için servikal uyumlama ve kuron üzerinde tamir işlemi yapılamamaktadır. Simantasyon sırasında pasif bir şekilde yerleştirilmelidir.<sup>5, 65</sup> Agresif diş preparasyonu pulpanın açılma riskini ve tedavi süresini artırmaktadır.<sup>5, 61, 65</sup> Ayrıca bu kuronların karşıt süt minesinde aşındırma meydana getirdiğini ve uygulama sırasında kırılabileceğini gösteren çalışmalar mevcuttur.<sup>185, 186</sup>

Yetişkin hastalarda diş özgülü birçok materyal seçeneğiyle restorasyon üretimi yapan CAD/CAM sistemleri, çocuk hastalarda uygulanan restoratif yöntemler arasında yer edinmeye başlamıştır. CAD/CAM sistemleriyle birlikte dental seramikler ve kompozit rezinler gibi yüksek estetiğe sahip materyaller kullanılarak inley/onley/kuron/köprü restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu teknoloji; daha az hata payı içeren, kolay ve hızlı uygulama süreci ile mekanik olarak dayanıklı ve doğal görünüme sahip ön veya arka grup diş restorasyonlarının üretilmesine olanak tanımaktadır. Dijital optik tarayıcılar ile konvansiyonel ölçü yöntemlerine duyulan ihtiyacı ortadan kaldırması da en büyük avantajlardan biridir.<sup>187</sup>

İndirekt restorasyonların süt dişlerinde CAD/CAM teknolojisi ile üretimi yeni bir yöntemdir. Tasarım yazılımının yardımıyla, ideal oklüzal ve proksimal temas noktaları ve dişetinde daha iyi bir marjinal uyum sağlanabilmektedir. Ayrıca biyouyumlu ve karşıt dişten daha az aşındırma yapan materyallerle daha kısa bir klinik çalışma süresi içinde restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu teknik sayesinde, prefabrike kuronlardaki retansiyon problemi yaşanmadığı için, fazla diş preparasyonu sonucu oluşan dişeti travması ve pulpanın açılma riski olmadan minimal invaziv tedavi mümkün hale gelmektedir. Yüksek mekanik dayanıma ve estetik özelliğe sahip materyaller

kullanıldığı için hasta ve ebeveynleri memnun etmektedir. Bununla birlikte, ekipman oldukça pahalıdır ve mevcut yazılımlar hala süt dişlerinin morfolojisini içermemektedir.<sup>75</sup>

Arka grup dişlerde, üstün mekanik özellikler sergileyen materyallerden elde edilen restorasyonların kullanılması önerilmektedir. Tam seramik materyalleri içerisinde yüksek dayanıma sahip olan yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum materyali, daha önceleri alt yapı materyali olarak üst yapı seramiği ile veneerlenmiş şekilde daimi dişlerde protetik restorasyonlarda kullanılmıştır. Ancak bu tür restorasyonlarda karşılaşılan problemler sonucunda, üst yapı seramiği olmayan monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyanın bükülme dayanımının yüksek olması, translüsent olarak geliştirilenlerin renk uyumu, karşıt dişin minesinde çok fazla aşındırma meydana getirmemesi, konservatif diş preparasyonuna olanak tanınması ve üretim süresinin daha kısa olması gibi özellikleri sayesinde tek başına arka grup dişlerde tercih edilmektedir.<sup>114, 188</sup>

Klinik çalışmalar, restorasyonların başarısını gerçeğe en yakın şekilde gösteren yöntemlerdir. Başarının doğru değerlendirilebilmesi için uzun dönemli takipler yapılması ve birçok değişkenin sabit tutulması gerekmektedir. Ancak klinik çalışmalarla bu kriterleri karşılamak oldukça zordur. İn vitro çalışmalar ile materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleri test edilirken, test sırasında değişkenler sabit tutulabilmekte ve sonuçlar detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. İn vitro deneylerde restorasyonların dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla kırılma, çekme, makaslama direnci ve mikrosızıntı testleri kullanılmaktadır.<sup>189</sup>

Restoratif materyaller ağız içerisinde hem oklüzyonun hem de çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslere maruz kalmaktadır.<sup>190</sup> Materyallerin bu stresler karşısındaki kırılma dayanımı değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. ISO tarafından önerilen kırılma dayanımı testi güvenilir, hassas ve basit bir test yöntemi olarak önerilmektedir. Kırılma dayanımı testleri çoğunlukla ağız içerisinde meydana gelen çiğneme kuvvetlerini aşan kırılma yüklerinde gerçekleştirilmektedir. Bu yüksek kuvvetler, kişinin sert bir cismi çiğneyebilmesi için tek bir dişte yoğunlaştırdığı kuvvete benzetilebilir.<sup>191</sup>

Literatürde süt azı dişlerine uygulanan prefabrike kuronların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmaların varlığının aksine CAD/CAM ile üretilen

kuronların kırılma dayanımlarını araştıran yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.<sup>53</sup>

<sup>54</sup> Bu tez çalışmasının amacı, CAD/CAM ile iki farklı siman aralığında üretilmiş zirkonya kuronların kırılma dayanımlarına iki farklı simanın etkisini değerlendirmektir.

Kırılma dayanımı testlerinde farklı şekillerde (küre, çubuk gibi) kırıcı uçlar kullanılabilir. <sup>192, 193</sup> Çalışmamızda tüm kuron örneklerinin tüberküllerine eşit olarak temas edecek şekilde, oklüzal yüzeyine dik konumlandırılmış 5 mm çapında paslanmaz çelik yapılu ucu yuvarlatılmış kırma başlığı kullanılmıştır. Çalışmamızda Kist ve ark.<sup>194</sup>'nin yaptığı çalışmaya benzer şekilde kuvvetin oklüzal yüzeyde santral fossaya dik gelecek şekilde uygulanmasına dikkat edilmiştir.

Yapılan in vitro araştırmalarda kırılma dayanımları değerlendirilirken dayanak materyali olarak doğal dişler, poliüretan, metal, akrilik rezin, epoksi rezin kullanılmıştır.<sup>195</sup> Dayanak materyalinin elastik modülünün değeri, seramik kuronların dayanımını önemli ölçüde etkilemektedir. Farklı materyallerden yapılmış dayanakların elastik modülleri dentinden farklılık gösterdiği için test sonuçlarının yanlış yorumlanmasına neden olabilmektedir.<sup>196</sup> Rosentritt ve ark.<sup>197</sup> dayanak olarak farklı materyaller kullandıkları çalışmalarında, dayanak materyalinin elastiklik modülü düşüğe kırılma dayanımının azaldığını gözlemlemiştir. Çalışmada, dentinin dayanak olarak kullanıldığı örneklerin ağız ortamını daha ideal yansıttığı sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda dayanak materyali olarak çalışmaya dahil edilen süt II. azı dişlerinde boyutsal bir standardizasyon sağlamak adına, Sujitha ve ark.<sup>198</sup>'nin çalışmasında belirttiği süt II. azı dişlerinin ortalama boyutları (meziodistal  $9 \pm 1$  mm) dikkate alınmıştır. Dahil edilen dişler, akrilik rezin içerisine gömülerek desteklenmiştir. Castelnovo ve ark.<sup>199</sup> yaptığı çalışmada, dayanak dişlerin üzerindeki kuronlara gittikçe artan biçimde uygulanan kuvvetin, dayanak dişlerin kök bölgesi ile dişi destekleyen akrilik rezin arasına yerleştirilebilecek esnek ve yumuşak bir ara malzeme ile azaltılamayacağını savunmuştur. Bu yüzden çalışmamızda, periodontal ligamentin reziliensini taklit etmek amacıyla herhangi bir materyal kullanılmamıştır.

İn vitro çalışmalarda çekilmiş dişlerin test zamanına kadar saklandığı solüsyon ve süre de deney sonuçlarını etkileyebilmektedir. Uygun solüsyonda bekletilmeyen dişlerin dentin dokusunda dehidratasyon meydana geldiği ve kollajen fibrillerin

çöktüğü bildirilmiştir. Bu nedenle dişlere çekimden sonra maksimum 6 ay içerisinde laboratuvar testlerinin uygulanması önerilmektedir.<sup>200</sup> Literatür incelendiğinde in vitro çalışmalar için toplanan dişlerin %0,1'lik timol solüsyonu, formalin, Hank'in balanslı tuz solüsyonu, distile su ve %0,5'lik kloramin T trihidrat gibi çeşitli solüsyonlarda saklandığı görülmüştür.<sup>201</sup> Bu tez çalışmasında kullanılan dişler, 1 hafta boyunca %0,1'lik timol solüsyonunda saklanmış, ardından haftalık aralıklarla değiştirilmek üzere distile suya aktarılmıştır.

CAD/CAM sistemiyle üretilmiş restorasyonlar üzerinde yapılan 12 yıl takipli bir çalışmada, başarısızlığın büyük ölçüde mekanik sebeplere dayandığı bildirilmiştir. Araştırmacılar tarafından restorasyonların mekanik başarısının; materyal seçimine, materyal kalınlığına, preparasyona, siman tipi ve siman aralığına bağlı olduğu belirtilmiştir.<sup>202</sup>

Seramik restorasyon hazırlığında diş preparasyonu için yapılan oklüzal redüksiyon, madde kaybını artırarak dayanak diş yüksekliğini azaltmaktadır. Aynı zamanda diş sert dokusunun fazla preparasyonu diş pulpasının açığa çıkma riskini artırmaktadır. Diş preparasyonu, kuron restorasyonlarının dayanıklılığını ve retansiyonunu etkilemektedir. Dişlere minimum kalınlıkta restorasyonlar planlanarak minimal invaziv preparasyonlar yapılabilmektedir. Diş preparasyonu mümkün olduğunca minimum tutulmalı ve dayanak dişin yüksekliği yeterli miktarda kalmalıdır.<sup>203</sup> Restoratif materyalin kalınlığı, seramik kuronların kırılma direncini etkileyen en önemli faktörler arasındadır.<sup>204</sup> Zirkonya esaslı tam seramik kuron restorasyonların karşılayabildiği kırılma yüklerini değerlendiren çalışmalar incelendiğinde, gerekli olan minimum kalınlık miktarı için net bir veri bulunmadığı görülmüştür.

Nordahl ve ark.<sup>204</sup> farklı kalınlıklarda (0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 1,0 mm) hazırladıkları zirkonya kuron restorasyonların kırılma yüklerini inceledikleri çalışmalarında, kuron kalınlıkları azaldıkça daha düşük kuvvetlerde kırılma meydana geldiğini bildirmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada 0,5 mm ve 0,2 mm kalınlıklarda üretilmiş monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar, 0,5 mm kalınlığa sahip kuronları klinik açıdan yeterli bulmuş ancak 0,2 mm kalınlığa sahip kuronların mekanik dayanımlarının düşük olması nedeniyle klinik olarak uygun olmadığını savunmuştur.<sup>205</sup>

Sorrentino ve ark.<sup>206</sup> farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) üretilen monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri çalışmalarında kalınlığı 0,5 mm olan kuronların arka grup dişlerde kullanılabileceğini rapor etmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada minimum kalınlığı 0,5 mm olan monolitik zirkonya kuronların, 1,5 mm kuron kalınlığına sahip monolitik lityum disilikat kuronlardan önemli ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir.<sup>120</sup> Bu bilgiler ışığında ve süt dişlerinin küçük boyutları göz önüne alındığında, çalışmamızda minimal preparasyon prensipleri esas alınarak 0,5 mm kalınlığa sahip monolitik zirkonya kuron restorasyonlar tasarlanmıştır.

Simantasyon, klinik başarıyı etkileyen önemli faktörler arasındadır. Siman tabakası ve dentin dokusunun kombinasyonu stres dağılımını etkileyerek kuronların kırılma direncini ve kırılma tipini etkileyebilmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stresler simanın elastik limitlerini aştığında, kuronun kırılma direnci etkilenebilmektedir.<sup>207</sup> Zirkonya bazlı restorasyonlarda meydana gelen kırıklar, seramiklerin (zirkonya dahil) kırılma malzemeler olarak adlandırılmasına rağmen yaygın bir sorun olarak görülmemektedir.<sup>98</sup> Monolitik zirkonya kuronlar, yeterli kırılma direncine sahip görünse de simanın önemi küçümsenmemelidir. Yapılan çalışmalarda siman materyalinin tüm seramik kuronların kırılma direncini etkileyebileceği gösterilmiştir.<sup>208, 209</sup>

CİS'ler, diş sert dokularıyla kimyasal olarak bağlantı oluşturmaktadır. Resin simanlar, diş sert dokularına kimyasal bağlantı oluşturmalarının yanısıra mikromekanik olarak da bağlanmaktadır. Dayanak materyali dentinden farklı bir materyal olduğunda adezyon sağlanamamakta ve kırılma sonuçlarında farklılıklara neden olmaktadır. Yapılan bazı siman çalışmalarında, iyi bir adezyon sağlayan siman materyalinin çatlakların ilerlemesini sınırladığı ve kırıkların ilerlemesini engellediği bildirilmiştir.<sup>210, 211</sup>

Zirkonya kuronların simantasyonu için önerilen kesin bir kılavuz olmamakla birlikte geleneksel ve resin içerikli simanlar kullanılabilmektedir.<sup>212</sup> Efe ve ark.<sup>213</sup> çekilmiş süt dişlerine uygulanan zirkonya kuronların bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, resin siman ve geleneksel cam iyonomer simanların bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmediğini belirtmişlerdir. Yapılan bir derlemede zirkonya kuronların adeziv simanlar ve

geleneksel simanlar ile simantasyonu sonrası sağkalım oranları sırasıyla %83,3 ve %82,0 olarak bildirilmiştir.<sup>214</sup>

Cam iyonmer ve rezin simanların elastik modüllerinin orta seviyede olması, stresleri daha iyi karşılamalarını ve restorasyonu daha iyi desteklemelerini sağlamaktadır.<sup>207</sup> Bu nedenle zirkonya kuronlarının kırılma yüklerini incelediğimiz çalışmamızda, geleneksel ve adeziv yöntemleri karşılaştırmak amacıyla uygulama teknikleri, fiziksel ve kimyasal özellikleri farklı olan geleneksel cam iyonmer siman ve rezin siman kullanılmıştır.

Dual cure rezin simanların, ışıkla polimerizasyon özelliği restorasyonu hızla stabilize ederken, kimyasal polimerizasyonun yavaşça devam etmesi daha iyi bir marjinal uyum sağlamakla birlikte polimerizasyona bağlı büzülme azaltmaktadır. Self adeziv rezin simanlar, dentin ve mine gibi dış sert dokularına ve zirkonyum restorasyonlara ön işlem gerektirmeden kuvvetle bağlanabilmektedir.<sup>215</sup> Çalışmamızda, olası adezyon kaynaklı problemleri elimine etmek amacıyla dual cure sertleşme özelliğine sahip self adeziv rezin simanlar kullanılmıştır.

Farklı tam seramik sistemleriyle üretilmiş kuronlarda adeziv rezin simanların diğer simanlara kıyasla kırılma değerlerini anlamlı derecede artırdığını savunan çalışmalar mevcuttur.<sup>196, 216, 217</sup> Borges ve ark.'nın<sup>216</sup> yaptığı çalışmada 3 farklı tam seramik sistemiyle üretilmiş kuronların (lityum disilikat ile güçlendirilmiş tam seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ve cam infiltre alümina seramik) kırılma direncine, adeziv rezin simanın ve RMCİS'in etkisi değerlendirilmiştir. Araştırmacılar tarafından, adeziv rezin siman ile simantasyon yapılan örneklerin kırılma direncinin anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir.

Behr ve ark.'nın<sup>218</sup> rezin siman, RMCİS ve çinko oksit ojenol siman olmak üzere 3 farklı siman materyaliyle cam seramik kuronların kırılma direncine etkisini değerlendirdikleri çalışmada rezin siman ile simante edilen kuronlar daha yüksek kuvvetlere dayanım göstermiştir. Attia ve ark.'nın<sup>196</sup> dentini dayanak materyali olarak kullandıkları çalışmalarında, adeziv ve geleneksel simantasyon tekniklerinin, feldspatik kuronların kırılma dayanımı üzerine olan etkisini incelemişler ve adeziv rezin simantasyonun, kırılma direncini önemli ölçüde artırdığını bulmuşlardır. Lawson ve ark.<sup>217</sup> zirkonya ve lityum disilikat kuronlarda siman seçiminin kırılma yükleri

üzerine etkisini test etmiştir. Araştırmacılar tarafından rezin siman ve RMCİS ile simante edilen tüm kuron tiplerinde rezin simanın kırılma dayanımını artırdığı bildirilmiştir.

Monolitik zirkonya kuronlar üzerinde yapılan birçok çalışmada rezin simanlar ile daha yüksek kırılma değerleri elde edilmiş olup, bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.<sup>121, 205, 219, 220</sup> Weigl ve ark.<sup>205</sup> 0,5 mm kalınlığında hazırladıkları monolitik zirkonya kuronları, adeziv rezin siman ve çinko fosfat siman ile simante ederek kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar tarafından, gruplar arasında kırılma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı, bu kalınlıktaki monolitik zirkonya kuronların siman tipinden bağımsız olarak başarılı olduğu bildirilmiştir.

Hussien ve ark.<sup>219</sup> üst daimi premolar dişleri dayanak olarak kullandıkları çalışmada monolitik zirkonya kuronların kırılma direncini incelemiştir. Hazırlanan 48 örnek rastgele 3 gruba ayrılarak (n=16) farklı rezin siman gruplarıyla (self etch rezin siman, self adeziv rezin siman) ve rezin modifiye cam iyonomer siman ile simante edilmiştir. En yüksek kırılma yükü ortalama 4204 N ile self etch rezin siman grubunda elde edilmiştir. Adeziv rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman grubunun ortalama kırılma yükleri sırasıyla, 3323 N ve 3398 N olarak bulunmuştur. Farklı rezin içerikli siman materyallerinin monolitik zirkonya kuronların kırılma direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.

Zesewitz ve ark.<sup>121</sup> metal dayanaklar üzerine hazırlanan monolitik zirkonya kuronların kırılma direncini değerlendirmiştir. Cam iyonomer siman ve adeziv rezin siman kullanılarak simante edilen monolitik zirkonya kuronlar yaklaşık olarak sırasıyla 5620 N ve 4340 N değerlerinde kırılmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. D'azzio ve ark.<sup>221</sup> hazırladıkları 20 adet rezin polimer dayanak üzerinde zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat kuronları (ZLS), iki gruba ayrılarak cam iyonomer siman ve self adeziv rezin siman ile simante etmişlerdir. Cam iyonomer siman ve self adeziv rezin siman ile simante edilen grupların kırılma yükü ortamları sırasıyla 2227 N ve 3712 N olarak tespit edilmiştir.

Nakamura ve ark.<sup>220</sup> CAD/CAM ile üretilmiş 0,5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kuronların kırılma direnci üzerine farklı simanların etkisini incelemiştir.



Kuronlar 4 farklı siman tipi ile (cam iyonomer siman, self adeziv siman, dual cure rezin siman, kimyasal sertleşen rezin siman) rezin bazlı blok dayanak materyallerine simante edilmiştir. Siman tipinden bağımsız olarak tüm gruplar için ortalama kırılma yükü değerleri 3500 N olarak belirtilmiş ve siman tipinin kırılmaya etkisi olmadığı bildirilmiştir.

Bu çalışmalara paralel olarak çalışmamızda, örneklerde yaklaşık olarak cam iyonomer siman grubunda 3787 N, rezin siman grubunda 3607,5 N değerlerinde kırılma meydana gelmiştir. Çalışmamızdan elde edilen bu bulgu sonucunda, 0,5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımında farklı siman materyallerinin etkisinin olmadığı görülmektedir.

Süt dişleri üzerinde prefabrike zirkonya kuronların kırılma dayanımlarına simanların etkisini değerlendiren bir çalışmada rezin siman ile simante edilen örneklerde anlamlı derecede yüksek kırılma değerleri elde edilmiştir.<sup>222</sup> Bunun sebebinin, prefabrike zirkonya kuronlarda, kuron ve diş uyumunun daha az olmasına bağlı olarak simanın kuvvetleri daha dengesiz karşılaşması olduğu düşünülebilir.

Siman aralığı, dentin ve seramik materyali arasında kuvvetleri dağıtan bir tampon görevi görmektedir.<sup>223</sup> Tam seramik kuronlarda oklüzal siman aralığının kırılma dayanımına etkisini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada, siman aralığının, 50 µm-200 µm sınırları dahilinde olması gerektiği bildirilmiştir.<sup>211</sup> Çalışmada tasarladığımız monolitik zirkonya kuronlar için CEREC yazılımının tavsiye ettiği oklüzal siman aralığı 100 µm olmuştur. Bu nedenle çalışmamızda 2 siman aralığından biri 100 µm olarak belirlenmiştir. Diğer siman aralığı yazılımın izin verdiği üst sınır olan 200 µm olarak seçilmiştir.

Gressler ve ark.<sup>224</sup> CAD/CAM ile elde ettikleri feldspatik kuronlara 50 µm ve 500 µm oklüzal siman aralığı uygulamışlardır. 50 µm oklüzal siman aralığına sahip seramik kuronlar daha sağlam bir görüntü sergilemişlerdir. Bu durumun, yüksek siman aralıklarında tensil kuvvetlerinin oluşturduğu sapmanın daha fazla olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Prakki ve ark.<sup>225</sup> farklı siman aralıklarında (100, 200 ve 300 µm) 1 ve 2 mm kalınlığa sahip seramik plakaların kırılma dayanımlarını değerlendirmiştir. Seramik kalınlığı 1 mm olan plakalarda siman aralığı arttıkça, kırılma direncinin de arttığı, 2

mm kalınlığındaki plakalarda ise siman aralığının kırılma direncini etkilemediği belirtilmiştir.

Venturini ve ark.<sup>226</sup> farklı oklüzal siman aralıklarında (50, 100 ve 300 µm) ürettikleri lösit esaslı seramik kuronların kırılma yüklerini in vitro şartlarda karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir. Rezin siman ile simante edilen kuronlar, 50, 100 ve 300 µm siman aralıklarında sırasıyla ortalama 289 N, 285 N, 246 N değerlerinde kırılmıştır. Lösit esaslı seramik kuronlarda rezin siman ile simantasyonun farklı siman aralıklarından etkilenmediği bildirilmiştir.

Polat Sağsöz'ün<sup>227</sup> tez çalışmasında, farklı siman aralıklarında (30 µm, 90 µm ve 150 µm) farklı tam seramik materyalleriyle üretilen CAD/CAM monolitik kuronların kırılma dayanımları değerlendirilmiş, belirtilen siman aralıklarının kırılma dayanımına etkisi benzer bulunmuştur.

Liu ve ark.<sup>223</sup> yaptıkları çalışmada seramik kuronlarda stres seviyesini azaltabilen en uygun siman aralığının 90 µm olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar uygulanan kuvvetlerin etkisini incelediğinde siman aralıklarının tam seramiklerin fonksiyonunu sürdürmesinde çok fazla etkisinin olmadığını; yalnızca aşırı yükleme koşullarında simandaki makaslama stresinin, desimantasyona sebep olarak kuron restorasyonunda başarısızlığa yol açacağını belirtmişlerdir.

Salazar Maracho ve ark.<sup>228</sup> tarafından yapılan başka bir çalışmada rezin siman ile farklı siman aralıklarında üretilen ( $\leq 70$ , 70-150 ve  $> 150$  µm) feldspatik seramiklerin kırılma dayanımı incelenmiş, belirtilen siman aralıklarının seramiklerin kırılma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı ifade edilmiştir.

Yapılan bir sonlu eleman analizinde, farklı siman aralıklarındaki (100 µm, 200 µm, 400 µm, 600 µm) monolitik zirkonya kuronların çiğneme kuvvetleri ve maksimum ısırma kuvveti altında stres dağılımı incelenmiştir. Araştırmacılar tarafından siman aralığı arttıka monolitik zirkonyum restorasyonların başarısının önemli oranda azaldığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca monolitik zirkonya kuronların gelen kuvvetler karşısında en ideal stres dayanımını 100 µm siman aralığında gösterdiğini belirtmişlerdir.<sup>229</sup> Çalışmamızda 100 µm ve 200 µm siman aralıklarında sırasıyla ortalama 3790,5 N ve 3604 N kırılma değerleri elde edilmiştir. Belirtilen

siman aralıklarının monolitik zirkonya kuron restorasyonların kırılma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak etkisi olmadığı görülmüştür.

Çiğneme kuvvetleriyle ağız içerisinde oluşan kuvvetler 50 N ile 250 N arasında değişirken bruksizme sahip kişilerde, parafonksiyonel kuvvetlerin etkisiyle 500 N ile 800 N değerlerine ulaşmaktadır.<sup>230</sup> Yapılan bir çalışmaya göre, çocuklarda farklı dişlenme evrelerinde ağız içerisinde meydana gelen çiğneme kuvvetleri değişmektedir. Buna göre çiğneme kuvvetleri; erken süt dişlenme evresindeki çocuklarda ortalama 176 N, geç süt dişlenme evresinde 240 N, erken karışık dişlenme evresinde 289 N, geç karışık dişlenme evresinde çocuklarda 433 N ve daimi dişlenme dönemindeki çocuklarda 527 N olarak bildirilmiştir.<sup>171</sup>

Çalışmamızda kırılma dayanımı testi sonucunda farklı gruplardaki tüm örnekler 2070 N ile 5600 N arasında değişen kırılma kuvveti değerleri göstermiştir. Bu kuvvet değerleri çocuklarda meydana gelebilen ısırma kuvvetlerinden fazladır. Bu sonuca göre 0,5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kuronların çocuklarda klinik kullanımı uygundur. Monolitik zirkonya kuronların bu kalınlıkta kullanılabilmesinin, daimi dişlerden daha az mine ve dentin kalınlığına sahip süt dişlerinde gereksiz preparasyonun önüne geçilmesini sağlayacağı için avantajlı olacağı düşünülebilir.

Bu tez çalışmasının limitasyonlarından biri kuronlara ağız içinde meydana gelen kuvvetleri ve ısı değişimlerini taklit etmek amacıyla yapılan ısıl döngü, çiğneme simülatörü gibi yapay yaşlandırma işlemlerinin uygulanmamasıdır. Yapılan birçok çalışmada yapay yaşlandırma işlemlerinin zirkonya kuronların kırılma dayanımına anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.<sup>103, 194, 231, 232</sup> Monolitik zirkonya kuronlara uygulanan 5 yıllık bir yapay yaşlandırma işleminden sonra dahi yüksek mekanik özellikler bildirilmiştir.<sup>118</sup>

Çalışmamızın limitasyonları dâhilinde belirlenen simanların ve siman aralıklarının monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımına etkisinin olmadığı söylenebilir. Klinik uygulama için materyallerin avantaj ve dezavantajlarının, teknik aşamaların ve hastanın kooperasyonunun göz önünde bulundurulması gerekir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı siman aralığında hazırlanan CAD/CAM monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımlarına iki farklı siman materyalinin etkisini değerlendiren çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur. Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde;

- 1) Cam iyonomer ve adeziv rezin simanın, monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımına etkisi benzer bulunmuştur. ( $p>0,05$ )
- 2) 100  $\mu\text{m}$  ve 200  $\mu\text{m}$  siman aralıklarının monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımına etkisi benzer bulunmuştur. ( $p>0,05$ )
- 3) Çalışmadan elde edilen verilere göre, süt dişleri için test edilen 0,5 mm kalınlığa sahip CAD/CAM monolitik zirkonya kuronların kırılma dayanımlarının çocuklarda ağız içerisinde oluşabilecek kuvvetler için yeterli olduğu söylenebilir.

Kuron restorasyonların başarısı; restorasyon üzerinde meydana gelen yükler, kullanılan materyalin şekli ve kalınlığı, hastaya bağlı faktörler, restorasyonlarda meydana gelen yaşlanma gibi birçok faktörden etkilenmektedir.

Süt dişlerinde CAD/CAM ile üretilen restorasyonlara yönelik çalışmaların az sayıda olduğu göz önünde bulundurulduğunda konu ile ilgili deneysel çalışmalara ve ağız ortamındaki etkenleri belirleyebilmek için klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## KAYNAKÇA

1. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet* 2007; 369(9555): 51-9.
2. Goldberg M. Deciduous tooth and dental caries. *Ann Pediatr Child Health*. 2017; 5: 1120.
3. Moss SJ. Growing up cavity free: a parent's guide to prevention. Edition Q 1993.
4. Beattie S, Taskonak B, Jones J, et al. Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. *J Can Dent Assoc* 2011; 77(77): b90.
5. Townsend JA, Knoell P, Yu Q, et al. In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatr Dent* 2014; 36(5): 125-9.
6. Johnson-Harris D, Chiquet B, Flaitz C, et al. Wear of primary tooth enamel by ceramic materials. *Pediatr Dent* 2016; 38(7): 519-22.
7. Peretz B, Ram D. Restorative material for children's teeth: preferences of parents and children. *ASDC J Dent Child* 2002; 69(3): 243-8, 233.
8. Üstün O, Koruyucu M. Çocuk Hastalarda Kullanılan Kuron Restorasyonlar. *Sağlık Bilimlerinde İleri Araştırmalar Dergisi* 2021; 4(3): 113-23.
9. Mourouzis P, Arhakis A, Tolidis K. Computer-aided design and manufacturing crown on primary molars: an innovative case report. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2019;12(1): 76-9.
10. Al-Halabi MN, Bshara N, Abou Nassar J, et al. Clinical performance of two types of primary molar indirect crowns fabricated by 3D printer and CAD/CAM for rehabilitation of large carious primary molars. *Eur J Dent* 2021; 15(3): 463-8.
11. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2): 453-71.
12. Nalbant AD. Döküm kron ile diş arasındaki siman film kalınlığının değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2002; 19(1): 23-7.

13. Collaborators GOD, Bernabe E, Marcenes W, et al. Global, regional, and national levels and trends in burden of oral conditions from 1990 to 2017: a systematic analysis for the global burden of disease 2017 study. *J Dent Res* 2020; 99(4): 362-73.
14. Mortada A, King N. A simplified technique for the restoration of severely mutilated primary anterior teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2004; 28(3): 187-92.
15. Duhan H, Pandit IK, Srivastava N, et al. Clinical comparison of various esthetic restorative options for coronal build-up of primary anterior teeth. *J Dent Res* 2015; 12(6): 574.
16. Camp JH. Pediatric endodontics, endodontic treatment for the primary and young permanent dentition. *Cohen's Pathways of the Pulp*, 10th edition. Elsevier, 2011; 808-57.
17. Turner EG, Dean JA. Development and Morphology of the Primary Teeth. *McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent*, 9th edition. Elsevier, 2015; 343-65.
18. Serra Rabêlo RT, Caldo-Teixeira AS, Puppim-Rontani RM. An alternative aesthetic restoration for extensive coronal destruction in primary molars: indirect restorative technique with composite resin. *J Clin Pediatr Dent* 2005; 29(4): 277-81.
19. Ram D, Peretz B. Composite crown-form crowns for severely decayed primary molars: a technique for restoring function and esthetics. *J Clin Pediatr Dent* 2000; 24(4): 257-60.
20. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater* 2010; 26(1): 7-12.
21. Waggoner WF, Nelson T. Restorative dentistry for the primary dentition. *Pediatr Dent* 2019; 303-28.
22. Mutluay MS. Süt dişlerinde restoratif materyal seçimi ve etkileyen faktörler. *Selcuk Dent J* 2016; 3(3): 151-58.
23. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry: new insights and reappraising the tradition. *Pediatr Dent* 2015; 37(2): 125-32.

24. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent* 2015; 37(2): 116-24.
25. Browning WD. The benefits of glass ionomer self-adhesive materials in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2006; 27(5): 308-14.
26. Craig RG. Advances in biomaterials from 1957 to 1997. *J Oral Rehabil* 1999; 26(11): 841-6.
27. Yu C, Gao X-J, Deng D-M, Yip H-K, Smales RJ. Survival of glass ionomer restorations placed in primary molars using atraumatic restorative treatment (ART) and conventional cavity preparations: 2-year results. *Int Dent J* 2004; 54: 42-46.
28. Toh SL, Messer LB. Evidence-based assessment of tooth-colored restorations in proximal lesions of primary molars. *Pediatr Dent* 2007; 29(1): 8-15.
29. Craig R. *Restorative dental materials*, 9th edition. St Louis: Mosby; 1993.
30. Roberts J, Attari N, Sherriff M. The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J* 2005; 198(7): 427-31.
31. Kampanas NS, Antoniadou M. Glass ionomer cements for the restoration of non-carious cervical lesions in the geriatric patient. *J Funct Biomater* 2018; 9(3): 42.
32. Bonta DF, Tofan SA, Todor L, et al. In vitro Study on Mechanical Properties of Polyacid-modified Composite Resins (Compomers). *Mat Plast* 2022; 59(1): 90-8.
33. Elbay ÜŞ, Tosun G. Effect of endodontic sealers on bond strength of restorative systems to primary tooth pulp chamber. *J Dent Sci* 2017; 12(2): 112-120.
34. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg* 2005; 47(1): 77-82.
35. Kilpatrick N. Durability of restorations in primary molars. *J Dent* 1993; 21(2): 67-73.

36. Burke E, Qualtrough A. Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J* 1994; 176(2): 53-60.
37. Bernardo M, Luis H, Martin MD, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6): 775-83.
38. Tate A, Ng M, Needleman H, et al. Failure rates of restorative procedures following dental rehabilitation under general anesthesia and the effect of medical history on outcomes. *Pediatr Dent* 2000; 22: 251-2.
39. Mulder R, Medhat R, Mohamed N. In vitro analysis of the marginal adaptation and discrepancy of stainless steel crowns. *Acta Biomater Odonto Scand*. 2018; 4(1): 20-9.
40. Seale NS. The use of stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2002; 24(5): 501-5.
41. Kindelan S, Day P, Nichol R, et al. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: stainless steel preformed crowns for primary molars. *Int J Paediatr Dent*. 2008; 18: 20-8.
42. Randall RC, Vrijhoef MM, Wilson NH. Efficacy of preformed metal crowns vs. amalgam restorations: in primary molars: a systematic review. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(3): 337-43.
43. Papathanasiou AG, Curzon M, Fairpo CG. The influence of restorative material on the survival rate of restorations in primary molars. *Pediatr Dent* 1994; 16: 282.
44. Einwag J, Dünninger P. Stainless steel crown versus multisurface amalgam restorations: an 8-year longitudinal clinical study. *Quintessence Int* 1996; 27(5): 321-3.
45. Wu E, Yang Y-J, Munz SM, et al. Restorations Versus Stainless Steel Crowns in Primary Molars: A Retrospective Split-Mouth Study. *Pediatr Dent* 2021; 43(4): 290-5.
46. Seale NS, Randall R. The use of stainless steel crowns: a systematic literature review. *Pediatr Dent* 2015; 37(2): 145-160.



47. Ram D, Fuks AB, Eidelman E. Long-term clinical performance of esthetic primary molar crowns. *Pediatr Dent*. 2003; 25(6): 582-4.
48. Helpin M. The open-face steel crown restoration in children. *ASDC J Dent Child* 1983; 50(1): 34-8.
49. Pani SC, Saffan AA, AlHobail S, et al. Esthetic concerns and acceptability of treatment modalities in primary teeth: a comparison between children and their parents. *Int J Dent* 2016; 2016.
50. Zimmerman J, Feigal R, Till MJ, et al. Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. *Pediatr Dent* 2009; 31(1): 63-70.
51. Roberts C, Lee J, Wright J. Clinical evaluation of and parental satisfaction with resin-faced stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2001; 23(1): 28-31.
52. Shah PV, Lee JY, Wright JT. Clinical success and parental satisfaction with anterior veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2004; 26(5): 391-5.
53. Yilmaz Y, Koçoğullari ME. Clinical evaluation of two different methods of stainless steel esthetic crowns. *J Dent Child* 2004; 71(3): 212-4.
54. Waggoner W, Cohen H. Failure strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 1995; 17(1): 36-40.
55. Yilmaz A, Baydas S. Fracture resistance of various temporary crown materials. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8(1): 44-51.
56. Stewart RE, Luke LS, Pike AR. Preformed polycarbonate crowns for the restoration of anterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1974; 88(1): 103-7.
57. Weinberger S. Treatment modalities for primary incisors. *J Can Dent Assoc*. 1989; 55(10): 807-12.
58. Muhamad A-H, Azzaldeen A, Mai A. Strip crowns technique for restoration of primary anterior teeth: case report. *J Dent Med Sci* 2015; 14(12): 48-53.
59. Venkataraghavan K, Chan J, Karthik S. Polycarbonate crowns for primary teeth revisited: Restorative options, technique and case reports. *J Indian Soc Pedod and Prev Dent* 2014; 32(2): 156-9.

60. Ram D, Fuks A. Clinical performance of resin-bonded composite strip crowns in primary incisors: a retrospective study. *Int J Paediatr Dent* 2006; 16(1): 49-54.
61. Ashima G, Sarabjot KB, Gauba K, et al. Zirconia crowns for rehabilitation of decayed primary incisors: an esthetic alternative. *J Clin Pediatr Dent* 2014; 39(1): 18-22.
62. Waggoner WF. Pediatric zirconia crowns: Changing pediatric restorative dentistry. *Dental Economics* 2016; 106(3): 58-60.
63. Tote J, Gadhane A, Das G, et al. Posterior esthetic crowns in pediatric dentistry. *Int J Dent Med Res* 2015; 1(6): 197-201.
64. Clark L, Wells MH, Harris EF, et al. Comparison of amount of primary tooth reduction required for anterior and posterior zirconia and stainless steel crowns. *Pediatr Dent* 2016; 38(1): 42-6.
65. Holsinger DM, Wells MH, Scarbecz M, et al. Clinical evaluation and parental satisfaction with pediatric zirconia anterior crowns. *Pediatr Dent* 2016; 38(3): 192-7.
66. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011; 56: 97-106.
67. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289-96.
68. Sahin E, Aktaş G, Özcan N, et al. Restoratif Dis Hekimliğinde CAD CAM Laboratuvar Uygulamaları Sirona inLab Sistemi. *Clinical Dentistry and Research* 2009; 33: 41-6.
69. Bilgin MS, Erdem A, Tanrıver M. CAD/CAM endocrown fabrication from a polymer-infiltrated ceramic network block for primary molar: a case report. *J Clin Pediatr Dent* 2016; 40(4): 264-8.
70. O'Brien, W. J. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. USA: Quintessence Publishing; 2002.

71. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991; 1(2): 150-4.
72. Tinscherta J, Nattb G, Hassenpflugb S, et al. Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. *Int J Comput Dent.* 2004; 7(1): 25-45.
73. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium.* 2005; 26(7): 507-13.
74. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics.* 2011; 55(3): 559-70.
75. Dursun E, Monnier-Da Costa A, Moussally C. Chairside CAD/CAM composite onlays for the restoration of primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 2018; 42(5): 349-54.
76. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9): 505-11.
77. Galhano GAP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012; 23(6): 575-9.
78. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012; 28(1): 3-12.
79. Otto T, De Nisco S. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2003; 113(2): 156-69.
80. Demirel A, Bezgin T, et al. Resin nanoceramic CAD/CAM restoration of the primary molar: 3-year follow-up study. *Case Rep Dent* 2017; 2017: 3517187.
81. Mete A. Süt Azı Dişlerinde CAD/CAM Yöntemiyle Hazırlanan Kuronların İn Vitro Şartlarda Karşılaştırılması. AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2014, Erzurum (Danışman: Prof. Dr. Yücel Yılmaz)
82. Khattab NMA, El Makawi YMF, Elheeny AAH. Clinical Evaluation of CAD/CAM Ceramic Endocrown Versus Prefabricated Zirconia Crown in the

- Restoration of Pulpotomized Primary Molars: A Two-Year Split-Mouth Randomized Controlled Trial. *Eur J Dent* 2022; 16(03): 627-36.
83. Oğuz EI, Bezgin T, Işıl Orhan A, et al. Fracture Resistance of Esthetic Prefabricated and Custom-Made Crowns for Primary Molars After Artificial Aging. *Pediatr Dent* 2022; 44(5): 368-74.
  84. Stines SM. Pediatric CAD/CAM applications for the general practitioner. Part 1. *Dentistry Today* 2008; 27:130-3.
  85. Stines SM. Pediatric CAD/CAM applications for the general practitioner: Part 2. *Dentistry Today*. 2008; 27:162-6.
  86. Bakhtiary P, Aref P. Zirconia Crowns with Porcelain Veneers for Optimal Esthetics in Children Using CAD/CAM Technology: A Case Report. *J Res Dent Maxillofac Sci* 2022; 7(3): 168-74.
  87. Gupta G, Gupta D, Gupta P, et al. Customized Zirconia Crown in Pediatric Dentistry From Concept to Reality. *Avicenna J Dent Res*. 2023; 15(1): 27-31.
  88. Foucher F, Mainjot AK. Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network, CAD/CAM Restorations for Oral Rehabilitation of Pediatric Patients with X-Linked Ectodermal Dysplasia. *Int J of Prosthodont*. 2018; 31(6): 610–2.
  89. Mittal HC, Goyal A, Gauba K, et al. Clinical performance of indirect composite onlays as esthetic alternative to stainless steel crowns for rehabilitation of a large carious primary molar. *J Clin Pediatr Dent* 2016; 40(5): 345-52.
  90. Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int*. 2000; 31(10): 699-712.
  91. Çelik G, Tuğrul S, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J*. 2013; 16(1): 74-82.
  92. Skramstad M. Welcome to Cerec Primescan AC Willkommen Cerec Primescan AC. *Int J Comput Dent* 2019; 22(1): 69-78.
  93. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 14-21.
  94. Blatz MB, Conejo J. The current state of chairside digital dentistry and materials. *Dent Clin North Am* 2019; 63(2): 175-97.

95. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1-25.
96. Karakoca DS, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2006; 36-44.
97. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010; 26(8): 807-20.
98. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
99. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988; 523(1): 234-56.
100. Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya esaslı seramikler. *Ann Med Health Sci Res.* 2012; 1(2): 15-8.
101. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014; 30(10): 1195-203.
102. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24(3): 289-98.
103. Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, et al. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehab* 2006; 33(9): 682-9.
104. 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. *Dent Mater* 2002; 18(8): 590-5.
105. Piwowarczyk A, Lauer H, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30(3): 382.
106. Sato H, Ban S, Nawa M, et al. Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 2007; 330-2: 1263.

107. Furuya K, Takemoto S, Yamashita S, et al. Low-temperature degradation of high-strength Y-TZP (yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal). *Dent Mater J*. 2020; 39(4): 577-86.
108. Shimizu K, Oka M, Kumar P, et al. Time-Dependent Changes in the Mechanical-Properties of Zirconia Ceramic. *J Biomed Mater Res* 1993; 27(6): 729-34.
109. Sato T, Shimada M. Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO<sub>2</sub> Polycrystals by Annealing in Water. *J Am Ceram Soc* 1985; 68(6): 356-9.
110. Munoz-Saldana J, Balmori-Ramirez H, Jaramillo-Vigueras D, et al. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res* 2003; 18: 2415-26.
111. Guazzato M, Albakry M, Quach L, et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; 21(5): 454-63.
112. Guazzato M, Proos K, Quach L, et al. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25(20): 5045-52.
113. Taskonak B, Griggs JA, Mecholsky Jr JJ, et al. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater* 2008; 24(5): 700-7.
114. Rekow E, Silva N, Coelho P, et al. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011; 90(8): 937-52.
115. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29(12): 1201-8.
116. Preis V, Behr M, Hahnel S, et al. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent* 2012; 40(11): 921-8.
117. El-Naga AAA, El-fallal AA-E, Ibraheim SAAE-F, et al. Fracture Strength of Two Zirconia All-ceramic Crown Systems: Influence of Intaglio Surface Conditioning. *Mansoura J Dent* 2014; 1(3): 67-71.

118. Lameira DP, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed Res Int* 2015; 2015: 418641.
119. Johansson C, Kmet G, Rivera J, et al. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014; 72(2): 145-53.
120. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 2015; 73(8): 602-8.
121. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2014; 27(3): 264-6.
122. Sun T, Zhou S, Lai R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 35: 93-101.
123. Ulu H, Bayındır F. Monolitik zirkonyum restorasyonlar Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2016: 67-72.
124. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 2012; 28(4): 449-56.
125. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent* 2014; 42(6): 684-90.
126. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011; 2011(2): 150-62.
127. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, et al. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics.* 2011; 55(2): 311-32.
128. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal Prosthet Dent.* 1999; 81(2): 135-41.
129. Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* 2010; 10: 79-88.

130. Heys RJ, Fitzgerald M, Heys DR, et al. An evaluation of a glass ionomer luting agent: pulpal histological response. *J Am Dent Assoc* 1987; 114(5): 607-11.
131. Nakabayashi N. Hybridization of dental hard tissues. The quality of hybridized dentin. Quintessence Publishing 1998: 85-93.
132. Wilson AD, Kent B. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1988; 164: 141-4.
133. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Aust Dent J* 2011; 56(1): 10-5.
134. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1984; 52(2): 175-81.
135. Burke F, Ray N, McConnell R. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J* 2006; 56(1): 33-43.
136. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am* 2007; 51(3): 643-58.
137. Kanık Ö, Türkün LŞ. Restoratif Cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *EÜ Diş Fak Derg* 2016; 37(2): 54-65.
138. McComb D. Glass-ionomer luting cements. *Advances in glass-ionomer cements*. 1999.
139. Wingo K. A review of dental cements. *J Vet Dent* 2018; 35(1): 18-27.
140. Önal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc* 2005; 136(11): 1547-55.
141. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J App Oral Sci* 2006; 14: 3-9.
142. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials* 1998; 19(6): 485-94.
143. Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, de Araujo CdRP, et al. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(3): 224-9.



144. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, et al. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *J Dent* 1999; 27(3): 175-81.
145. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J* 2011; 56: 67-76.
146. Bowen R, Rapson J, Dickson G. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 1982; 61(5): 654-8.
147. Burke FT. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update* 2005; 32(5): 251-60.
148. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(3): 268-74.
149. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins. 2th Edition. Susan Katz. USA. 2001; 75-81.
150. Radovic I, Corciolani G, Magni E, et al. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater* 2009; 25(7): 837-44.
151. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000; 25(4): 324-30.
152. Cekic I, Ergun G, Lassila LV, et al. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *J Adhes Dent* 2007; 9(1): 17-23.
153. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33(1): 28-30, 32, 34.
154. Ha S-R. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont* 2015; 7(6): 475-83.
155. Mount GJ. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 1994; 19(3): 82-90.
156. Yamazaki A, Hibino Y, Honda M, et al. Effect of water on shear strength of glass ionomer cements for luting. *Dent Mater J* 2007; 26(5): 708-12.

157. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14(1): 64-71.
158. Gargari M, Gloria F, Napoli E, et al. Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *Oral Implantol* 2010; 3(4): 25-9.
159. Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, et al. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* 2006; 22(9): 824-31.
160. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28(26): 3757-85.
161. De Angelis F, D'Arcangelo C, Buonvivere M, et al. Shear bond strength of glass ionomer and resin-based cements to different types of zirconia. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32(8): 806-14.
162. Blatz MB, Sadan A, Martin J, et al. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 356-62.
163. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 362-6.
164. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, et al. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15(4): 339- 46.
165. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, et al. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(1): 15-22.
166. Kasem AT, Sakrana AA, Ellayeh M, et al. Evaluation of zirconia and zirconia-reinforced glass ceramic systems fabricated for minimal invasive preparations using a novel standardization method. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32(6): 560-8.
167. Burke F, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1994; 25(5): 335-40.

168. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2(4): 376-84.
169. Beschmidt S, Strub J. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehab* 1999; 26(7): 582-93.
170. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 652-61.
171. Owais AI, Shaweesh M, Abu Alhaija ES. Maximum occusal bite force for children in different dentition stages. *Eur J Orthod* 2013; 35(4): 427-33.
172. Rojpaibool T, Leevailoj C. Fracture resistance of lithium disilicate ceramics bonded to enamel or dentin using different resin cement types and film thicknesses. *J Prosthodont* 2017; 26(2): 141-9.
173. Butera A, Maiorani C, Morandini A, et al. Evaluation of children caries risk factors: A narrative review of nutritional aspects, oral hygiene habits, and bacterial alterations. *Children*. 2022; 9(2): 262.
174. Bayrak S, Tunc ES, Tuloglu N. Polyethylene fiber–reinforced composite resin used as a short post in severely decayed primary anterior teeth: A case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009; 107(5): e60-e64.
175. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002; 33(6): 415- 26.
176. Eidelman E, Faibis S, Peretz B. A comparison of restorations for children with early childhood caries treated under general anesthesia or conscious sedation. *Pediatr Dent* 2000; 22(1): 33-7.
177. Gruythuysen R, Weerheijm K. Calcium hydroxide pulpotomy with a light-cured cavity-sealing material after two years. *ASDC J Dent Child* 1997; 64(4): 251-3.
178. Sonmez D, Duruturk L. Success rate of calcium hydroxide pulpotomy in primary molars restored with amalgam and stainless steel crowns. *Br Dent J* 2010; 208(9): E18-E18.

179. Croll TP, Killian CM. Zinc oxide--eugenol pulpotomy and stainless steel crown restoration of a primary molar. *Quintessence Int* 1992; 23(6): 383 – 28.
180. McDonald RE, Avery DR, Dean JA. Treatment of deep caries, vital pulp exposure, and pulpless teeth. *McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent*, 9th edition. Elsevier. 2010; 9: 343-65.
181. O'Connell AC, Kratunova E, Leith R. Posterior veneered stainless steel crowns: clinical performance after three years. *Pediatr Dent* 2014; 36(3): 254-8.
182. Tinanoff N, Douglass JM. Clinical decision-making for caries management in primary teeth. *J Dent Educ* 2001; 65(10): 1133-42.
183. Fishman R, Guelmann M, Bimstein E. Children's selection of posterior restorative materials. *J Clin Pediatr Dent* 2007; 31(1): 1-4.
184. Elkhodary HM, Alaki SM, Bagher S. Preferences of anterior and posterior dental restorative materials among children and parents. *Dent J* 2015; 61(3041): 3054.
185. Walia T, Salami A, Bashiri R, et al. A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. *Eur J Paediatr Dent* 2014; 15(2): 113-8.
186. Aly G, Ahmed D, Saad NM. Quantitative and Qualitative assessment of the wear of primary enamel against three types of full coronal coverage. *OHDM* 2016; 15(2): 80-6.
187. Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: A current review Chairside-Systeme: Eine aktuelle Übersicht. *Int J Comput Dent* 2017; 20: 123-49.
188. Güngör MB, Nemli SK, Çağlar A, et al. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontologica Turcica* 2017; 34(3): 104.
189. Yazici AR, Kiremitçi A, Dayangaç B. A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(10): 1401-5.

190. Parker MW. The significance of occlusion in restorative dentistry. *Dent Clin of North Am* 1993; 37(3): 341-51.
191. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, et al. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 1986; 56(2): 226-9.
192. Preis V, Behr M, Hahnel S, et al. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* 2015; 31(11): 1363-9.
193. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater* 2016; 32(4): 499-509.
194. Kist S, Stawarczyk B, Kollmuss M, et al. Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *Eur J Oral Sci.* 2019; 127(4): 369-75.
195. Wood KC, Berzins DW, Luo Q, et al. Resistance to fracture of two all-ceramic crown materials following endodontic access. *J Prosthet Dent* 2006; 95(1): 33-41.
196. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, et al. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(2): 117-23.
197. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, et al. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000;13(5): 387-91.
198. Sujitha P, Bhavyaa R, Muthu M, et al. Morphological variations and prevalence of aberrant traits of primary molars. *Ann Hum Biol* 2021; 48(4): 294-306.
199. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, et al. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83(2): 171-80.
200. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.

201. Titley K, Chernecky R, Rossouw P, et al. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol.* 1998; 43(4): 305-11.
202. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997; 25(2): 91-5.
203. Wiskott H, Nicholls JI, Belser UC. The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10(3): 207-15.
204. Nordahl N, von Steyern PV, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015; 57(3): 255-61.
205. Weigl P, Sander A, Wu Y, et al. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont.* 2018; 10(2): 79-84.
206. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, et al. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomedic Mater* 2016; 61: 328-33.
207. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, et al. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont.* 2000; 9(4): 201-9.
208. Kanie T, Kadokawa A, Nagata M, et al. A comparison of stress relaxation in temporary and permanent luting cements. *J Prosthodont Res.* 2013; 57(1): 46-50.
209. Papia E, Larsson C, du Toit M, et al. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials* 2014; 102(2): 395-413.
210. Clark MT, Richards MW, Meiers JC. Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74(1): 18-24.
211. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, et al. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994; 10(3): 172-7.

212. Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, et al. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93(6): 551-8.
213. Zekiye E, Guclu ZA. In Vitro Evaluation Of The Shear Bond Strength of Different Luting Cements on Zirconium Oxide Specimens in Primary Teeth. *Bezmialem Sci* 2021.
214. Maroulakos G, Thompson GA, Kontogiorgos ED. Effect of cement type on the clinical performance and complications of zirconia and lithium disilicate tooth-supported crowns: A systematic review. Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2019; 121(5): 754-65.
215. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, et al. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dent Mater*. 2007; 23(2): 218-25.
216. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, et al. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont* 2009; 18(8): 649-55.
217. Lawson NC, Jurado CA, Huang CT, et al. Effect of surface treatment and cement on fracture load of traditional zirconia (3Y), translucent zirconia (5Y), and lithium disilicate crowns. *J Prosthodont* 2019; 28(6): 659-65.
218. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, et al. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(5): 538-42.
219. Hussien IM, Ibraheem AF. The Effect of Different Marginal Cement Space Thickness on the Fracture Strength of Monolithic Zirconia Crowns Using Different Luting Agents. *Journal of Research in Medical and Dental Science* 2022; 10(4): 48-52.
220. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, et al. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand* 2016; 2(1): 12-9.

221. D'Addazio G, Santilli M, Rollo ML, et al. Fracture resistance of Zirconia-reinforced lithium silicate ceramic crowns cemented with conventional or adhesive systems: An in vitro study. *Materials Basel* 2020; 13(9): 2012.
222. Sahin I, Karayilmaz H, Çiftçi ZZ, et al. Fracture resistance of prefabricated primary zirconium crowns cemented with different luting cements. *Pediatr Dent* 2018; 40(7): 443-8.
223. Liu B, Lu C, Wu Y, et al. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *J Prosthodont* 2011; 20(1): 35-44.
224. May LG, Kelly JR, Bottino MA, et al. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater* 2015; 31(8): 895-900.
225. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, et al. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont* 2007; 16(3): 172-8.
226. Venturini AB, Wandscher VF, Marchionatti AME, et al. Effect of resin cement space on the fatigue behavior of bonded CAD/CAM leucite ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; 110: 103893.
227. Polat Sağsöz N. Farkli siman araliklarinda hazirlanan cad/cam monolitik kuronların kirilma direncinin değerlendirilmesi. AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
228. Marocho SMS, Macedo LGS, Valandro LF, et al. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dent Mater J* 2011; 30(3): 323-9.
229. Ha S-R, Kim S-H, Lee J-B, et al. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement thickness. *J Adv Prosthodont* 2015; 7(6): 475-83.
230. Magne P, Carvalho A, Bruzi G, et al. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent* 2014; 39(6): 595-602.



231. El Shahawy OI, Azab MM. Fracture resistance of prefabricated versus custom-made zirconia crowns after thermo-mechanical aging: an in-vitro study. *BMC Oral Health* 2022; 22(1): 1-6.
232. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, et al. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2017; 117(2): 303-9.

## EKLER

### Ek 1. ETİK KURUL ONAYI

Evrak Tarih ve Sayısı: 25.02.2022-E.175431



T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-175431  
Konu : Başvurunuz Hk.

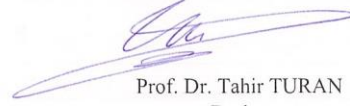
Sayın Dr. Öğr. Üyesi Yıldırım ERDOĞAN

İlgi : 10/02/2022 tarihli dilekçeniz. *10.150.1.120*  
*106832*  
*25.02.2022*

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "Süt Azı Dişleri İçin Farklı Siman Aralıklarında Hazırlanan CAD/CAM Zirkonya ve Rezin Nanoseramik Kuronların Kırılma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi " konulu çalışmanız 22.02.2022 tarih ve 04 sayılı kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIGINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

  
Prof. Dr. Tahir TURAN  
Başkan

Belge Doğrulama Kodu :BSLNTCVHFH Pin Kodu :08492  
Adres: Tıp Fakültesi Dekanlığı Kınıklı/Denizli  
Telefon:0 (025) 8 Faks:0 (258) 296 17 65  
e-Posta:tibbietik@pau.edu.tr Elektronik Ağ:http://www.pau.edu.tr  
Kep Adresi: paurektorluk@hs01.kep.tr

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/pau-ebys>

Bilgi için: Selda BAKIR  
Unvanı: Bilgisayar İşletmeni



## Ek 2. ETİK KURUL DEĞİŞİKLİK ONAYI

Evrak Tarih ve Sayısı: 23.05.2022-E.208441



T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-208441  
Konu : Başvurunuz Hk.

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hilal ÖZBEY

İlgi : 05/05/2022 tarihli dilekçeniz. *192.168.80.172*  
*100744*

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğumuz *23.05.2022* "Süt Azı Dişleri İçin Farklı Siman Araklıklarında Hazırlanan CAD/CAM Zirkonya ve Rezin Nanoseramik Kuronların Kırılma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi" konulu çalışmanızda istenilen değişiklik talebiniz **17.05.2022 tarih ve 08 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın sorumlu yürütücülüğünden Dr. Öğr. Üyesi Yıldırım ERDOĞAN'ın ayrılmasında ve yeni sorumlu yürütücünün Dr. Öğr. Üyesi Hilal ÖZBEY'in olmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Tahir TURAN  
Başkan



## Ek 3. ETİK KURUL DEĞİŞİKLİK ONAYI

Evrak Tarih ve Sayısı: 05.07.2022-E.228673



T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-228673  
Konu : Başvurunuz Hk.

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hilal ÖZBEY

İlgi : 16/06/2022 tarihli dilekçeniz. *176.219.221.54*  
*100744*  
*5.07.2022*

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Süt Azı Dişleri İçin Farklı Siman Aralıklarında Hazırlanan CAD/CAM Zirkonya ve Rezin Nanoseramik Kuronların Kırılma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi**" konulu çalışmanızda istenilen değişiklik talebiniz **28.06.2022 tarih ve 10 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanıza yardımcı araştırmacı olarak Klinik Bilimler Bölümü Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Yıldırım ERDOĞAN'ın eklenmesinde ve çalışmanın adının "**Süt Dişlerinde CAD-CAM ile Üretilmiş Zirkonya Kuronların Kırılma Yükünün İn-Vitro Değerlendirilmesi: İki Farklı Siman Tipi ve Aralığının Karşılaştırılması**" olarak değiştirilmesinde **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Tahir TURAN  
Başkan

Belge Doğrulama Kodu :BSV8C63ZYH Pin Kodu :99682

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/pau-ebys>

Adres:Tıp Fakültesi Dekanlığı Kısmıklı/Denizli  
Telefon:0 (025) 8 Faks:0 (258) 296 17 65  
e-Posta:tibbietetik@pau.edu.tr Elektronik Ağ:http://www.pau.edu.tr  
Kep Adresi: paurektorluk@hs01.kep.tr

Bilgi için: Selda BAKIR  
Unvanı: Bilgisayar İşletmeni



## **Ek 4. ÖZGEÇMİŞ**