

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



ORDU ÜNİVERSİTESİ

**SÜT DİŞLERİNDE FARKLI 3D BASKI SİSTEMİ  
İLE ÜRETİLEN RESTORASYONLARIN  
KIRILMA DAYANIMLARININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Nilge SARİMEHMETOĞLU**

**Pedodonti Anabilim Dalı**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK**

**ORDU 2022**

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**SÜT DİŞLERİNDE FARKLI 3D BASKI SİSTEMİ  
İLE ÜRETİLEN RESTORASYONLARIN  
KIRILMA DAYANIMLARININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Nilge SARİMEHMETOĞLU**

**Pedodonti Anabilim Dalı**

**TEZ DANIŞMANI**

**Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK**

**Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından  
B-2113 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ORDU 2022**

T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**SÜT DİŞLERİNDE FARKLI 3D BASKI YÖNTEMİ İLE  
ÜRETİLEN RESTORASYONLARIN KIRILMA  
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Nilge SARİMEHMETOĞLU**

**Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 30.06.2022**

**Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK**

**Jüri Üyesi : Doç. Dr. Gülsüm DURUK**

**Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nihal BELDÜZ KARA**

**Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI**

**ORDU-2022**

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Nilge SARİMEHMETOĞLU

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında değerli bilgilerini ve desteğini benden esirgemeyen, uzmanlık eğitimim boyunca akademik bilgi ve mesleki tecrübelerini paylaşarak her zaman yol gösteren, öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum çok değerli danışman hocam **Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK**'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve mesleki tecrübelerinden yararlanma şansı bulduğum Pedodonti Anabilim Dalı'nın çok kıymetli hocaları **Prof. Dr. Nihal BELDÜZ KARA** ve **Prof. Dr. Çiğdem GÜLER**'e,

Uzmanlık eğitimime sağladığı mesleki katkılarının yanı sıra hayati tecrübelerinden yararlanma şansı bulduğum, her konuda örnek aldığım ve fikirlerine çok değer verdiğim sevgili hocam **Dr. Öğr. Üyesi Didem ODABAŞI**'na

Uzmanlık süresince her anlamda birbirimize destek olduğumuz, çalışma ortamımı güzelleştiren, güzel anılar biriktirmemi sağlayan, sahip olabileceğim en mükemmel eş kıdemliler olan **Büşra ÇALIŞ** ve **Ceren KARAOĞLU** ile kıdemlim **İhya ÇAKMAKÇI**'ya,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum **Arş. Gör. Dt. Sibel Arslan** ve **Arş. Gör. Dt. Fatmanur IŞIK** başta olmak üzere diğer tüm asistan arkadaşlarım ve yardımcı personellerimize,

Tez çalışmasının 3D tasarım aşamasında katkıları bulunan **Dt. Mert Çelebi GÜNDÜZ**'e

Hayatım boyunca attığım her adımda destekleri ile arkamda olan, sonsuz fedakarlık ve sevgi ile bugünlere gelmemi sağlayan, haklarını asla ödeyemeyeceğim, evlatları olmaktan gurur duyduğum canım annem **Birgül SARIMEHMETOĞLU** ve canım babam **Metin SARIMEHMETOĞLU**'na, ablaları olmaktan her zaman gurur duyduğum canım kardeşlerim **N. Oğuz SARIMEHMETOĞLU** ve **Nilay SARIMEHMETOĞLU**'na ve sadece varlığı ile birlikte bana mutluluk ve huzur veren **Tarçım**' a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2113 proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için **Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi**'ne ayrıca teşekkürlerimi sunarım.



## ÖZET

### SÜT DİŞLERİNDE FARKLI 3D BASKI YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN RESTORASYONLARIN KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; farklı 3D baskı sistemlerini kullanarak 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta hazırlanan süt dişi kronların kırılma dayanımlarını in vitro şartlarda değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalışmada DLP ve SLA olmak üzere iki farklı 3D baskı tekniğini kullanarak 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklarında ve her bir grup için 10 kron olmak üzere toplam 60 kron üretilmiştir. SLA baskı ile üretilen kronların üretimi için Formlabs Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, USA) yazıcısı, DLP baskı ile üretilen kronların üretiminde ise Varseo XS (BEGO GmbH, Bremen, Germany) yazıcısı kullanılmıştır. Kronlar lazerle sinterlenmiş Cr-Co bileşiminden üretilmiş güdükler üzerine simante edilmiştir. Kronlar kırılma testine tabi tutulmuştur ve kırılma dirençleri karşılaştırılmıştır. Kırılma dayanımı değerleri Kruskal Wallis H Testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

**Bulgular:** Kırılma dayanımı testinde üç farklı kalınlıkta üretilen kron grupları için iki üretim tekniği arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). Ortalama kırılma değerleri açısından en yüksek kırılma değeri SLA baskı ile üretilen 1.5 mm kalınlığındaki kronlarda görülmüştür.

**Sonuç:** Çalışmanın sınırları içerisinde 3D baskı ile üretilen kronlar süt dişlerinin tam koronal kaplamalarında kullanım için yeterli kırılma dayanımına sahiptir ve mevcut tedavilere alternatif bir tedavi seçeneği olarak kullanılabilir.

**Anahtar Kelimeler:** 3D Baskı, DLP, Kırılma Dayanımı, Kron, SLA

## ABSTRACT

### FRACTURED LOAD OF 3D PRINTED RESTORATIONS IN DIFFERENT THICKNESS FOR PRIMARY MOLARS

**Aim:** The aim of this study; To evaluate the fracture strength of primary tooth crowns prepared in 3 different thicknesses, 0.5 mm, 1 mm and 1.5 mm, using different 3D printing systems.

**Material and Method:** In this study, using two different 3D printing techniques, DLP and SLA, a total of 60 crowns were produced in 0.5 mm, 1 mm and 1.5 mm thicknesses and 10 crowns for each group. Formlabs Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, USA) printer was used for the production of crowns produced with SLA printing, and Varseo XS (BEGO GmbH, Bremen, Germany) printer was used for the production of crowns produced with DLP printing. The crowns are cemented on dies made of laser sintered Cr-Co. The crowns were subjected to the breakage test and their breaking strength was compared. Fracture strength values were statistically analyzed with the Kruskal Wallis H Test.

**Result:** No significant difference was found between the two production techniques for crown groups produced in three different thicknesses in the fracture strength test ( $p>0.05$ ). In terms of average fracture values, the highest fracture value was observed in the 1.5 mm thick crowns produced with SLA printing.

**Conclusion:** Within the limits of the study, crowns produced with 3D printing have sufficient fracture strength for use in full coronal coatings of primary teeth and can be used as an alternative treatment option for full coronal veneers of primary teeth.

**Key Words:** 3D Printing, Crown, DLP, Fracture Resistance, SLA

## İÇİNDEKİLER

<b>TEZ BİLDİRİMİ</b> .....	<b>i</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>ii</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1. Süt Dişi Kron Kaplama Restorasyonları .....	4
2.1.1 Paslanmaz Çelik Kronlar .....	6
2.1.2 Polikarbonat Kronlar.....	7
2.1.3 Jaket Kron .....	7
2.1.4. Kompozit Strip Kron .....	7
2.1.5. Pediatrik Zirkon Kronlar.....	8
2.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim) Sistemleri .....	8
2.2.1. Eksiltmeli Üretim.....	9
2.2.2. Üç Boyutlu (3D) Baskı .....	11
2.3. Oklüzal Isırma Kuvveti .....	19
2.4. Termal Siklus (Isısal Döngü İle Yaşlandırma).....	20
2.5. Kırılma Dayanımı .....	20
2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) .....	21
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	<b>22</b>
3.1. Çalışma Planı Şeması .....	23
3.2. Metal Güdüklerin Oluşturulması.....	23
3.3. Kron Tasarımı.....	27
3.4. Kron Üretimi .....	28
3.4.1. Formlabs Form 3B 3D Yazıcı.....	28
3.4.2. Formlabs Permanent Kron Reçinesi .....	29
3.4.3. Varseo XS DLP Yazıcı .....	30
3.4.4. VarseoSmile Crown <sup>Plus</sup> Reçine .....	31

3.5. Kronların Yapıştırılması.....	33
3.6. Termal Siklus Uygulaması .....	33
3.7. Kırılma Dayanımı Testi.....	34
3.8. Kırılma Sınıflaması .....	35
3.9. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Değerlendirmesi.....	35
3.10. İstatistiksel Değerlendirme.....	36
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>37</b>
4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları.....	37
4.2. Kırılma Şekilleri Değerlendirmesi Bulguları .....	38
4.3. Kırılma Şekillerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Altında İncelenmesi.....	39
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>41</b>
<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER .....</b>	<b>48</b>
<b>7.KAYNAKLAR .....</b>	<b>49</b>
<b>8.EKLER.....</b>	<b>63</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. 3D baskı teknolojilerinin sınıflandırılması .....	14
Şekil 2.2. SLA cihazında üretim sürecinin şeması .....	16
Şekil 3.1. Blender programında 85 numaralı dişte yapılan preparasyonun vestibul ve oklüzal yüzeyden görüntüsü .....	24
Şekil 3.2. Magics Print yazılım programında güdüklerin kopyalama işlemi .....	24
Şekil 3.3. Güdüklere dayanakların eklenmesi .....	24
Şekil 3.4. VM200 SLM baskı cihazı .....	25
Şekil 3.5. Cr-Co tozu .....	26
Şekil 3.6. SLM 3D yazıcıda üretilen güdüklerin üretim tablasındaki görüntüsü ....	26
Şekil 3.7. Isıl işlem fırını .....	26
Şekil 3.8. Kumlama işlemi .....	27
Şekil 3.9. Kumlama işlemi sonrası güdükler .....	27
Şekil 3.10. Tasarlanan kronun vestibul ve oklüzal yüzeylerinin Exocad programındaki görüntüsü .....	27
Şekil 3.11. Güdük üzerine oturtulmuş kronun vestibul ve oklüzalden görünümünün Exocad programındaki görüntüsü .....	28
Şekil 3.12. Formlabs Form 3b SLA tabanlı yazıcı .....	29
Şekil 3.13. Formlabs Permanent Reçine .....	29
Şekil 3.14. Formlabs Form 3b SLA yazıcıda üretilen 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki kronlar .....	30
Şekil 3.15. Varseo XS DLP tabanlı yazıcı genel görünümü .....	31
Şekil 3.16. VarseoSmile Crown <sup>Plus</sup> reçinesi .....	31
Şekil 3.17. Varseo XS DLP yazıcıda üretilen 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki kronlar.....	32
Şekil 3.18. Simantasyon öncesi hazırlık .....	33
Şekil 3.19. Akrilik içerisine gömülmüş örnekler.....	34
Şekil 3.20. Universal test cihazı .....	34
Şekil 3.21. Test cihazına sabitlenen örnek .....	35
Şekil 3.22. Altın Kaplama cihazı .....	36
Şekil 3.23 Kaplama sonrası örnekler .....	36
Şekil 4.1 Tip 1 kron kırığı örneği ve SEM görüntüsü .....	40

<b>Şekil 4.2.</b> Tip 2 kırık örneği ve SEM görüntüsü .....	40
<b>Şekil 4.3.</b> Tip 4 kron kırığı örneği ve SEM görüntüsü .....	40



## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada kullanılan materyaller .....	23
<b>Tablo 4.1.</b> Kırılma dayanımı testi bulguları .....	37
<b>Tablo 4.2.</b> Bağımsız T testi .....	38
<b>Tablo 4.3.</b> Kırık Tiplerinin sayısal verileri .....	39



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>PÇK</b>	: Paslanmaz Çelik Kron
<b>CİS</b>	: Cam İyonomer Siman
<b>RMCİS</b>	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
<b>PVPÇK</b>	: Önceden Veneerlenmiş Paslanmaz Çelik Kron
<b>CAD/CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
<b>3D</b>	: 3 Boyutlu
<b>SLA</b>	: Stereolitografi
<b>DLP</b>	: Dijital Işık İşleme
<b>DMD</b>	: Dijital Ayna Cihazı
<b>PSL</b>	: Projeksiyon Stereolitografi
<b>STL</b>	: Standart Dönüşüm Dili, Standart Üçgenleme Dili
<b>SLM</b>	: Seçici Lazer Ergitme
<b>SLS</b>	: Seçici Lazer Sinterleme
<b>CLİP</b>	: Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
<b>EBM</b>	: Elektron Işığı Eritme
<b>FDM</b>	: Eriyik Biriktirme Modelleme
<b>LFS</b>	: Düşük Kuvvetli Stereolitografi
<b>OBJ</b>	: Nesne Dosyası
<b>Cr-Co</b>	: Krom- Kobalt
<b>°C</b>	: Santigrat Derece
<b>°</b>	: Derece
<b>%</b>	: Yüzde
<b>mm/s</b>	: Milimetre/ Saat
<b>mm/dk</b>	: Milimetre/ Dakika
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>cm</b>	: Santimetre

<b>dk</b>	: Dakika
<b>N</b>	: Newton
<b>SEM</b>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>ISO</b>	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
<b>ASTM</b>	: Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu
<b>AAPD</b>	: Amerikan Çocuk Diş Hekimliği Akademisi
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>W</b>	: Watt
<b>&gt;</b>	: Büyüktür
<b>&lt;</b>	: Küçüktür
<b>+</b>	: Artı
<b>Ve ark.</b>	: Ve Arkadaşları

## 1. GİRİŞ

Diş çürükleri tedavi edilmediği takdirde dişlerin kaybı ile sonuçlanan kronik bir hastalıktır ve gelişmekte olan bir çok ülkede okul çağı çocuklarının %60-90'ını ve yetişkinlerin büyük çoğunluğunu etkileyen önemli bir sağlık sorunudur (Petersen, 2003). Daimi dişler sürene kadar süt dişlerinin sağlıklı bir şekilde korunması; çocuğun çiğneme, konuşma ve estetik gereksinimlerini sağlanmanın yanı sıra, kendisinden sonra sürecek daimi dişin yerini koruma ve dil itme gibi anormal alışkanlıkların önlenmesi için de önem arz etmektedir (Mortada & King, 2004). Süt dişlerinde minenin, sürekli dişlere göre yapısal olarak farklı olması çürüğün daha hızlı ilerlemesine sebep olmaktadır (Goldberg, 2017). Çürüğün tedavi edilmemesi ağrı ve enfeksiyon ile çocuğun genel sağlığını ve büyüme gelişimini etkilerken, dişin kaybedilmesi konuşma bozukluklarına, oklüzyon bozukluklarına, estetik sorunlara sebep olmakta ve hatta çocukları psikolojik olarak etkilemektedir. Aşırı madde kaybına uğramış süt dişlerinin tedavisi, çoğu zaman çocuk hastaların diş tedavilerine gösterdikleri uyumun düşük olması sebebiyle zor bir tedavi seçeneği olarak görülse de bu dişler restore edilmeli ve fizyolojik düşme zamanına kadar fonksiyonda kalması hedeflenmelidir (Usha ve ark., 2007; Sadat ve ark., 2015; W. Waggoner ve Nelson, 2019).

Çürüğün temizlenmesinin ardından kalan diş dokusunun restore edilmesi amacıyla sürekli olarak yeni materyaller geliştirilmektedir. Bu restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri diş dokusuyla uyumlu, estetik ve mekanik özellikleri ise kabul edilebilir değildir. Ayrıca kolay ve hızlı bir şekilde uygulanabilmesi istenmektedir (Gaintantzopoulou ve ark., 2017; Waggoner ve Nelson, 2019). Süt dişlerine yapılan direkt restorasyonların fazla zaman gerektirmesi, kooperasyonu iyi olmayan çocuklarda çalışma güçlüğü, teknik hassasiyet ve polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajları söz konusu olmaktadır. Tam koronal kaplamaların ise aşırı madde kaybı olan süt dişlerinde dişin yapısal dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir (Guelmann ve ark., 2002; Pomarico ve ark., 2011; Innes ve ark., 2015).

Paslanmaz çelik kuronlar (PÇK'ler), 1950'lerin başında Dr. Humphrey tarafından pediatrik diş hekimliğine tanıtılmıştır ve günümüzde de süt dişlerinin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Humphrey, 1950; Waggoner ve Nelson,

2019). PÇK'ler uygulama kolaylığı, uzun klinik sağ kalım oranı ve dayanıklı bir materyal olması gibi sebeplerden dolayı yaygın olarak tercih edilmektedir (Randall, 2002). Paslanmaz çelik kronların içeriğinde bulunan nikel ve kromun sitotoksik ve alerjik durumlara sebep olabilmesi ve özellikle metalik görünümü nedeniyle hastanın ve/veya ebeveynlerinin estetik taleplerini karşılayamaması dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (Beldüz Kara ve Yılmaz, 2014; Basir ve ark., 2019; Agrawal, 2020). 2010 yılında prefabrik zirkon kronlar PÇK'lere alternatif ve daha estetik bir seçenek olarak tanıtılmıştır. Ancak PÇK'den farklı olarak, zirkon kronların modifiye edilememesi, eğilmeye karşı dirençsiz olması, dişe uyumlanabilmeleri için fazla kesim gerektirmesi ve simantasyon işlemi sırasında kırılabilmesi materyalin dezavantajlarıdır (Townsend, 2014; Clark ve ark., 2016; Waggoner ve Nelson, 2019; Oguz ve ark., 2021). Tüm bu problemler göz önüne alındığında dişte daha az hazırlık süreci ve daha kısa sürede uygulanabilme özellikleri olan, estetik gereksinimleri karşılayabilecek tedavi seçeneklerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Dijital çağın gelişiyile birlikte artık diş hekimliğinde de, bilgisayar destekli tasarım/üretim (CAD/CAM) ve üç boyutlu (3D) baskı kullanılmaya başlanmıştır (Chou ve ark., 2021). Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM), Dr. Francois Duret ve Dr. Werner Mormann tarafından piyasaya sürüldüğünden bu yana diş hekimliği alanında sıkça kullanılmaktadır. CAD/CAM ile inley, onley, tam koronal kaplama gibi restorasyonların tek seansta ve kişiye özel üretimi yapılmaktadır. Ayrıca kullanılan malzemelerin üstün özellikleri sayesinde üretilen restorasyonlar düşük kırılma oranları ve uzun klinik ömürleri ile yüksek başarılar sergilemektedir (Mourouzis ve ark., 2019). Eksiltici bir imalat yöntemi olan CAD/CAM'de üretilen restorasyon; bir bloktan frez, disk veya lazerleri kullanarak istenmeyen parçaların çıkarılması sonucu oluşturulmaktadır. Kullanılan bloğun yaklaşık %90'ı çıkarılmakta, bu da beraberinde kullanılan malzeme israfına sebep olmaktadır (Alageel ve ark., 2019).

Dijital dişhekimliğine son yıllarda etkin bir giriş yapan 3D baskı teknolojisinin popülaritesi hızla artmaktadır (Al-Halabi ve ark., 2021). 3D baskı; bir nesneyi oluşturmak için materyalin katman katman eklendiği bir üretim yöntemidir, eklemeli üretim ya da hızlı prototipleme olarak da tanımlanabilmektedir (Jawahar ve Maragathavalli, 2019). Eklemeli üretim tekniği sayesinde 3D baskı teknolojisi ile,

eksiltici üretimin sebep olduğu malzeme israfından yaklaşık %40 oranında azalma sağlanabilmektedir (Al-Halabi ve ark., 2021). Donanım yatırımı ve toplam üretim maliyetleri açısından eksiltici üretim yöntemlerinden daha ekonomik olan ve daha kısa sürede üretim yapan 3D baskının karmaşık yapıları kolaylıkla üretebilmesi öne çıkan diğer özellikleridir (Alageel ve ark., 2019; Della Bona ve ark., 2021).

Diş restorasyonlarının çiğneme sırasında oklüzal kuvvetlere karşı iyi mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Yakın zamana kadar yeni/yenilikçi bir yöntem olan 3D baskı teknolojisi kullanılarak hazırlanan süt dişi kronları ile ilgili henüz yeterli bilimsel veri yoktur.

Bu çalışmanın amacı; 3D tabanlı baskı yöntemlerinden Stereolithografi (SLA) ve Dijital Işık İşleme (DLP) ile süt dişleri için 0.5 mm, 1 mm, ve 1.5 mm olmak üzere üç farklı kalınlıkta üretilecek olan kronların in vitro şartlarda kırılma dayanımlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Çürük bir dişin restoratif tedavisinde amaç, diş çürüğünün verdiği zararı durdurmak ve tamir etmek, kalan diş dokularını korumak, fonksiyonu ve estetiği geri kazandırmak, ağız hijyeninin sağlanmasını kolaylaştırmak, diş kaybı sonucu oluşabilecek yer kaybını önlemek ve eğer mümkünse pulpanın vitalitesini korumaktır (AAPD | Pediatric Restorative Dentistry, 2019). Aşırı madde kayıplı arka grup süt dişlerinin restorasyonunda; amalgam, kompozit rezinler, poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler), rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) ve cam iyonomer simanlar (CİS) gibi restoratif materyaller kullanılmıştır ve kullanılmaya devam edilmektedir (Waggoner ve Nelson, 2019). Amalgam diş yüzeylerine mekanik olarak bağlanmaktadır. Çok yüzeyli çürük süt dişlerinin tedavilerinde kullanıldığında, tutuculuk problemleri oluşturmasının yanı sıra diş yapılarını zayıflatmakta ve buna bağlı olarak dişte kırılmalar oluşturmaktadır (Randall, 2002).

Kompozit rezinlerin, diş hekimliği uygulamalarında popüler hale gelmesinden sonra bu malzemelerin süt dişi restorasyonlarında kullanımları da yaygınlaşmıştır. Ancak direk kompozit uygulamalarının yüksek teknik hassasiyet gerektirmeleri, neme karşı oldukça hassas olmaları, büyük kaviteler söz konusu olduğunda polimerizasyon büzülmesi sonucu; kenar uyumunun bozulması, kenar sızıntısı ve ikincil çürük oluşumu gibi dezavantajları bulunmaktadır (Kilpatrick, 1993; Burke ve Qualtrough, 1994; Görücü, 2003).

Tüm bu restoratif materyallere alternatif olarak ideal diş yapısının korunmasına yardımcı olmak amacıyla tüm diş yüzeyini kaplayan çeşitli materyallerin kullanımının daha başarılı olduğu çeşitli çalışmalarda ve rehberlerde gösterilmiştir (Zimmerman ve ark., 2009; Seale ve Randall, 2015; AAPD | Pediatric Restorative Dentistry, 2019).

### 2.1. Süt Dişi Kron Kaplama Restorasyonları

Çocuk diş hekimliği alanında aşırı derecede çürümüş süt dişlerinin tedavisi en zor işlemlerden biri sayılabilir ve tam koronal restorasyonlar ile dişler hem estetik hem de fonksiyon olarak restore edilebilmektedir (Waggoner ve Nelson, 2019).

İdeal pediatrik kronlarda bulunması istenen özellikler şöyle sıralanabilir ( Donly ve García-Godoy, 2002; Babaji, 2015);

- Estetik olmalı
- Doğal diş renginde olmalı
- Süt dişinin fizyolojik düşme zamanına kadar ağızda sağ kalmalı
- Kolay ve hızlı uygulanabilmeli
- Çiğneme fonksiyonunu sağlamalı
- Dişin bütünlüğünü korumalı
- Karşıt dişte aşınma yapmamalıdır.

Tam koronal kaplamalar şu durumlarda endikedir (Babaji, 2015; Waggoner ve Nelson, 2019; AAPD | Pediatric Restorative Dentistry, 2019);

- Dişin birkaç yüzeyini içeren geniş çürük lezyonları olan süt veya genç kalıcı dişlerin restorasyonu
- İnsizal kenarı içeren anterior dişlerin restorasyonları
- Hipoplazik süt ve daimi dişlerin restorasyonları
- Dentinogenezis imperfekta veya amelogenesis imperfekta gibi kalıtsal anomaliye sahip dişlerin restorasyonları
- Amputasyon veya kanal tedavisi yapılan süt dişlerinin restorasyonları
- Geniş servikal dekalsifikasyonlar
- Çocuğun klinik uyumsuzluğu nedeniyle izolasyonun sağlanamadığı durumlar
- Engelli bireylerde veya yeterli oral hijyeni sağlayamayan çocuklarda diğer restoratif materyallerin başarısız olmasının muhtemel olduğu durumlar
- Genel anestezi altında diş tedavileri yapılan ve yüksek çürük riski görülen çocukların dişlerini restorasyonlarıdır.

### 2.1.1 Paslanmaz Çelik Kronlar

Paslanmaz çelik kronlar (PÇK) süt dişlerinde kullanılmak üzere 1950'li yıllarda Humphrey tarafından tanıtılmış ve günümüz tedavilerinde de sıkça kullanılmaktadır. Hızlı ve kolay uygulanabilen ve nispeten ucuz ve dayanıklı bir materyaldir (Agrawal, 2020). Çürük temizlendikten sonra kalan diş dokusunun desteklenmesini sağlar. Klinik ömürleri ve fonksiyonda kalma süresi sağlam bir süt dişine benzerlik gösterir (Beldüz Kara ve Yılmaz, 2014). PÇK ile ilgili yapılan çalışmalarda PÇK'nin amalgam ve RMCİS restorasyonlarına göre daha yüksek klinik başarı gösterdiği ve daha fazla tercih edildiği savunulmuştur (Messer ve Levering, 1988; Roberts ve Sherriff, 1990; Papathanasiou ve ark., 1994; Einwag ve Dünninger, 1996; Roberts ve ark., 2005). Bununla birlikte PÇK'lerin dişe uyumlanması sırasında gingival şekillendirmeden kaynaklı olarak çok fazla hata yapıldığı belirtilmiştir (Durr ve ark., 1982). Yetersiz marjinal uyumsuzluğa bağlı olarak diş eti sağlığı ve ağız hijyeni zamanla bozulmakta, periodontal dokular etkilenmektedir (Croll ve ark., 2003; Belduz Kara ve Yılmaz, 2014). PÇK'lerin aşınmasına bağlı olarak içeriğinde bulunan nikel ve kromun tükürüğe karışmasıyla sitotoksik ve alerjik etkilerinin olabileceği belirtilmiştir (Basir ve ark., 2019). PÇK'ler metalik gri görünümüyle sebebiyle hastalar ve ebeveylelerinin estetik beklentilerini karşılayamamaktadır (Beldüz Kara ve Yılmaz, 2014).

PÇK'lerin estetik görünümünü artırmak için çeşitli yöntemler uygulanmıştır. Bunlardan ilki açık yüzlü PÇK'dir ve dişe simante edilen kronların ön yüzüne bir pencere açarak buranın rezin ile restore edilmesi ile oluşturulmaktadır. Uygulama sırasında dişetinde kanama kontrolü sağlamak zor olabilmektedir. İşlem süresi uzundur. Bu yöntem ile istenilen derecede yeterli estetik sağlanamamaktadır (Waggoner ve Cohen, 1995; C. Roberts ve ark., 2001; Croll ve ark., 2003). Diğer bir yöntem önceden veneerlenmiş paslanmaz çelik kronlar (PVPÇK)'dir. PVPÇK'ler sınırlı renk seçeneğine sahip olması, dişte fazla kesim gerektirmesi, kompozit veneerin kırılması ve tamir işlemlerinin zor olması gibi dezavantajlara sahiptir (Croll ve Helpin, 1996; Roberts ve ark., 2001; Romero ve ark., 2001).

### **2.1.2 Polikarbonat Kronlar**

Polikarbonat kronlar ısı ile sertleşen akrilik rezin materyalinden prefabrike olarak üretilen kron çeşididir (Stewart ve ark., 1974). PÇK'lere estetik olarak alternatif olsalar da kırılğandır ve kolay aşınırlar (Waggoner, 2005). Bu kuronlar aşırı kuvvetlere karşı sahip oldukları düşük dayanımları sebebiyle retansiyon için yeterince diş dokusu bulunmayan aşırı madde kaybı olan dişlerde, bruksizm varlığında ve derin kapanışlı olgularda kullanılmamalıdır (Doyle, 1979; Şahin, 2018).

### **2.1.3 Jaket Kron**

Şiddetli çürük veya travma geçirmiş dişlerde kullanılabilir esnek, poliester yapılı ve kesilerek şekillendirilebilen kronlardır. Estetik ve ekonomiktir (Sohrabi ve ark., 2019). Jaket kronların hazırlıklarının bir kısmı ağız dışında yapılabilir, bu durum kooperasyon eksikliği bulunan hastalarda avantaj sağlayabilmektedir. Preparasyon yapılırken dişten fazla madde kaybı gerektirmez. Dişten çürüklerin uzaklaştırılması ve kronun iç yüzeyine uyum sağlayacak şekilde paralel yüzeyler oluşturmak yeterlidir (Fellagh, 2016). Jaket kronlarda; prepare edilmiş diş asit ve bond ajanları uygulayarak işleme hazır hale getirilir. İzolasyon sağlanabiliyor ise kompozit rezin siman, sağlanamıyor ise rezin modifiye cam iyonomer siman, jaket kron içerisine yerleştirilerek kronun dişe adaptasyonu sağlanır ve simantasyonu gerçekleştirilir (Waggoner, 2002). Jaket kron uygulamaları ile ilgili dezavantajlar; oklüzal kuvvetler sonucu aşınmaları, zamanla marjinal kısımdan renk değişikliğine uğramaları, jaket kronun dişten uzaklaşması olarak sayılabilir. Kron dişten ayrılrsa bile kompozit rezin ya da rezin modifiye cam iyonomer diş üzerinde herhangi bir ek işlem gerektirmeden kalabilmektedir (Fellagh, 2016).

### **2.1.4. Kompozit Strip Kron**

Webber ve arkadaşları tarafından 1979 yılında tanıtılan kompozit strip kronlar; süt dişlerinin restorasyonunda uzun yıllardır kullanılan, çeşitli boyutlarda üretilmiş şeffaf plastik kuronlardır. Şeffaf kronların içerisine kompozit doldurularak, kompozitin mine ve dentine bağlanması şeklinde uygulanırlar. Adeziv sistemlerin bağlanma başarısının artması, kompozit strip kronların yeterli fonksiyon ve retansiyon sağlamasında etkiyi artırmıştır (Grosso, 1987; Lee, 2002). Teknik hassasiyet

gerektirirler (Garg ve ark., 2016). Bağlanma ve retansiyon için yeterli diş dokusu bulunmayan aşırı madde kayıplı dişlerde, derin kapanış vakalarında, izolasyon sağlamanın güç olduğu durumlarda ve periodontal sağlığı yeterli olmayan çocuklarda kontrendikedir (Drummond, 1993; Croll ve Helpin, 1996; Carranza ve Garcia-Godoy, 1999).

### **2.1.5. Pediatrik Zirkon Kronlar**

2010 yılında pediatrik diş hekimliği pratiğine giren pediatrik zirkon kronlar hem anterior hem de posterior süt dişlerinin restorasyonunda kullanılan metal içermeyen fakat metale benzer mekanik özelliklere sahip, doğal diş kontüründe üretilmiş estetik kronlardır (Innes ve ark., 2007; Karaca ve ark., 2013).

Çocuklar için piyasaya sürülen zirkon kronlar, mine yapısından daha kuvvetli ve dayanıklıdır. Zirkon kronların saydamlık özelliği estetik görünüm ve pulpal tedaviler sonrası dişlerde oluşabilecek renk probleminde çözüm sağlamaktadır. (Tote ve ark., 2015). Zirkon kronlar esnemezler. Dişe aşırı kuvvet uygulayarak yerleştirmek kron kırığına neden olabilir bu sebeple dişe pasif oturmaları önemlidir (Karaca ve ark., 2013). Pasif oturmanın sağlanması için dişte aşırı preparasyon gerektirmesi, teknik hassasiyete duyarlı olması, karşıt dişlerde abraziv etki oluşturması ve yüksek maliyeti zirkon kronların dezavantajlarıdır (Innes ve ark., 2015; Tote ve ark., 2015; Clark ve ark., 2016). Zirkon kronların aşırı bruksizmi hastalarda kullanımı önerilmemektedir (Planells Del Pozo ve Fuks, 2014).

### **2.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim) Sistemleri**

CAD/CAM, üretilecek malzemenin taratılarak üç boyutlu veri elde edilmesi, bilgisayar ortamında tasarımının yapılması ve yine üretiminin bilgisayar destekli olması anlamına gelmektedir. CAD (computer aided design) terimi “Bilgisayar Destekli Tasarım”, CAM (Computer Aided Manufacturing) terimi ise “Bilgisayar Destekli Üretim” anlamına gelmektedir (Baroudi ve Ibraheem, 2015). CAD/CAM diş hekimliği alanına 1971 yılında Dr. Francois Duret tarafından tanıtılmıştır. Dr. Duret hazırladığı dişin optik ölçüsünü kullanarak dijital kontrollü bir freze makinesi ile diş kronu üretme yöntemini sundu ve ilk CAD/CAM restorasyonunu üretti. Dr. Mörnann 1983 yılında ilk ticari CAD/CAM sistemi olan CEREC’i piyasaya sundu ve 1985

yılında ilk hasta başı dolguyu üretti. Dr. Andersson 1983 yılında Procera sistemini geliştirdi ve CAD/CAM teknolojisi ile kompozit restorasyonlar yapan ilk kişi oldu (Davidowitz ve Kotick, 2011).

CAD/CAM teknolojilerinin diş hekimliğinde kullanımı son yıllarda giderek artmakta ve yakın gelecekte daha da artacağı düşünülmektedir. Diş hekimliğinde ölçü, döküm, revetman, wax-up, porselen presleme gibi geleneksel prosedürler dijital teknolojiler ile kolaylıkla yapılabilmektedir. Ayrıca dijital teknolojiler geleneksel yöntemlere göre daha hızlı, daha doğru ve daha ekonomiktir (Davidowitz ve Kotick, 2011).

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisi genel olarak üç aşamadan oluşmaktadır. Bunlardan ilki; farklı tarama sistemlerinden veri toplama aşamasıdır. İkinci aşama; elde edilen verilerin bilgisayar destekli tasarımının (CAD) yapılmasıdır. Üçüncü aşama ise; tasarlanan ürünün istenilen malzeme kullanılarak bilgisayar destekli üretiminin (CAM) sağlanmasıdır (Van Noort, 2012; Barazanchi ve ark., 2017).

CAD/CAM teknolojileri “eksiltmeli” ve “eklemeli” üretim yöntemleri olarak ikiye ayrılır (Van Noort, 2012; Alageel ve ark., 2019).

### **2.2.1. Eksiltmeli Üretim**

Diş hekimliğinde daha çok frezleme olarak bilinen eksiltici yöntemde, bir bloktan frez, disk veya lazer kullanarak fazlalık malzeme çıkarılması sonucu dental materyal oluşturulur. Kron, köprü, inley, onley, implant abutmentleri gibi birçok uygulama yeri vardır.

Frezleme sisteminin avantajları ( Heffernan ve ark., 2002; Liu, 2005; Palin ve Burke, 2005; Davidowitz ve Kotick, 2011 );

- Restorasyonun üretimi için laboratuvar aşamalarında oluşabilecek hata olasılığı azalmıştır.
- Bilgisayar destekli tasarım yapıldığı için teknisyenden dolayı oluşabilecek hatalar azalmıştır.

- Restorasyon tek seansta üretilip teslim edilebildiği için hekim ve hastalar açısından zaman kaybı azalmış olur.
- Restorasyonlar estetik ve uzun ömürlüdür.
- Geçici kron hazırlama gereksinimi ortadan kalkar.
- Hastaya ve restorasyona ait veriler dijital olarak arşivlenebilir.

Frezeleme sisteminin dezavantajları (Liu, 2005; Miyazaki ve ark., 2009; Davidowitz ve Kotick, 2011; Alghazzawi, 2016; Alageel ve ark., 2019);

- Sistemin kullanımı için yeterli teknik bilgi ve deneyim gereklidir.
- Maliyeti yüksektir.
- Ürün oluştururken bloğun yaklaşık %90'ı çıkarıldığı için çok israfli bir yöntemdir.
- Frezeleme sisteminde kenar uyumu ve yüzey doğruluğu kullanılan en küçük frezin çapına bağlıdır. Frez çapından küçük herhangi bir yüzey aşırı frezlenir ve bu durum restorasyonun retansiyonunu etkiler.

CAD/CAM teknolojisi, süt dişlerinde restorasyon üretmek için yenilikçi bir yöntemdir. Özellikle son yıllarda estetik talebin artması sonucunda, üstün fiziksel özelliklere sahip işlenebilir CAD/CAM materyalleri ve CAD/CAM sistemleri çocuk diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Sistemin tasarım yazılımı sayesinde, ideal oklüzal ve proksimal temas noktaları ile dişetinde daha iyi marjinal uyum sağlanmaktadır. CAD/CAM, nispeten yüksek maliyetlerle de olsa insan kaynaklı hata riskini azaltmakta ve oldukça estetik restorasyonlar sunmaktadır. Ayrıca, daha kısa klinik çalışma süresi, karşıt dişlerde daha az aşınma ve daha biyouyumlu materyalleri kullanma imkanı içermektedir. CAD/CAM restorasyonu çocuklarda daimi dişler için yaygın bir tedavi yöntemi olarak kullanılsa da, süt dişlerinde kullanımına ilişkin sınırlı sayıda vaka raporu bulunmaktadır (Choi ve ark., 2017; Demirel ve ark., 2017; Mourouzis ve ark., 2019).

## 2.2.2. Eklemeli Üretim - Üç Boyutlu (3D) Baskı

### 2.2.2.1 Üç Boyutlu (3D) Baskıya Genel Bakış

Katı serbest üretim, eklemeli üretim ya da hızlı prototipleme olarak da bilinen 3D baskı, bilgisayar verileri kullanarak nesnenin katman katman oluşturulması işlemidir (Bártolo ve ark., 2008). EN ISO/ASTM 52,900 terminoloji standartlarında 3D baskı “eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, genellikle katman katman olmak üzere, 3D model verilerinden nesnelere üretmek için malzemeleri birleştirme sürecidir” şeklinde ifade edilmektedir (ISO/ASTM, 2017). Üç boyutlu bilgisayar dosyasının oluşturulmasıyla katmanlar serisi halinde bir araya getirilir. Katmanlar birbiri üzerine gelerek üç boyutlu objeyi oluşturacak şekilde yazıcıdan çıkarılır. Materyalin her 1 mm kalınlığı için ortalama 5-20 katman gerekmektedir. Üretim x, y ve z eksenlerinde gerçekleştirilir (Costa ve ark., 2005). 3D baskı, karmaşık nesnelerin üretimine olanak tanır, üretim süresini kısaltır, maliyetleri düşürür ve geleneksel üretimdeki deneyimli dış teknisyenlerine olan bağımlılık ihtiyacını ortadan kaldırır (Van Noort, 2012; Kim ve ark., 2018).

3D baskının avantajları (Aimar ve ark., 2019; Pillai ve ark., 2021);

- Karmaşık ayrıntılara sahip ürünlerin üretiminin yapılması,
- Uygulama kolaylığı,
- Yüksek hassasiyet ve artan kalite sayesinde kişiselleştirilmiş hizmet,
- Ekonomik olması,
- Biyomateryal israfının olmaması,
- Daha yüksek doğruluk ve üretim hızı ile iş akışını kolaylaştırması
- Hastalara minimum travma ile tedavinin verimli bir şekilde sunulmasıdır.

1980’li yıllarda geliştirilen 3D baskı teknolojisi havacılık, otomotiv, mimari, sanat ve sağlık gibi farklı birçok alanda kullanılmaktadır. 1990’lı yıllarda sağlık alanında uygulanmaya başlanan 3D baskı teknolojisi diş hekimliği alanı için yeni bir uygulamadır (Alageel ve ark., 2019). Sürekli değişen ve gelişen bir sektör olması,

teknolojinin giderek ucuzlaması ve ulaşılabilirliğinin artması ile kullanımı giderek artmaktadır.

### **2.2.2.2. Diş hekimliğinde 3D Baskı Teknolojisi**

3D baskı diş hekimliği pratiğinde de uygulanmaya başlanmıştır. Dental restorasyonların üretilmesine yönelik yenilikçi bir tedavi seçeneği sunmaktadır (Etemad-Shahidi v8e ark., 2020). Diş hekimliğinde 3D baskı için, polimer, seramik, metal ve kompozit gibi malzemeler sıvı, katı ve toz bazlı olmak üzere üç şekilde kullanılır (Chua ve ark., 2003).

3D baskı ile protez alanında sabit ve hareketli protezler, geçici protezler, metal alt yapılar üretilebilir. Ortodontide; ortodontik tanı ve tedavi planlanması için çene modeli, braket yapıştırma için rehber düzlemi ve ortodontik şeffaf plak üretiminde 3D baskı kullanılır. Cerrahide teşhis modeli oluşturma, ameliyat öncesi planlama kılavuzu ve implant üretimi için 3D baskıdan faydalanılır. Periodontolojide ise kemik ve doku rejenerasyonunu sağlayacak biyouyumlu malzemelerin kullanımıyla üretilen implantlar ve rejeneratif tedavilerde kullanılan doku iskeleleri (scaffolds) 3D baskı ile üretilmektedir (Oberoi ve ark., 2018; Das ve ark., 2019).

### **2.2.2.3. 3D Baskı Üretim Süreci**

3D baskı, kullanılan tekniğe bağlı olarak farklılıklar gösterse de genel olarak benzer aşamaları takip eder. Bu aşamalar (Sürmen, 2019);

- Üretimi yapılacak objenin dijital ortamda 3 boyutlu modelinin oluşturulması,
- Katmanlara ayıracak yazılım için uygun dosya formatına dönüştürme,
- 3 boyutlu modelin katmanlara ayrılması ve kodlarının oluşturulması,
- Verilerin üretimin yapılacağı 3 boyutlu yazıcıya gönderilmesi,
- Objenin yazıcıda üretimi,
- Objenin destek yapılardan uzaklaştırılması ve gerekli ise son işlemlerin uygulanmasıdır.

### **a. 3 boyutlu model oluşturma**

3 boyutlu üretimin ilk basamağı üretimi yapılacak objenin bir modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturmak için bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları ya da 3 boyutlu tarama (lazer optik) cihazları kullanılabilir (Kessler ve ark., 2020).

### **b. Dosya formatına dönüştürme**

Elde edilen 3 boyutlu modelin üretimi öncesi dilimleme yazılımına aktarılmadan yazılımın tanıyabileceği bir dile çevrilmesi gerekir. 3 boyutlu baskı cihazları için bu STL (Standart Dönüşüm Dili, Yüzey Mozaikleme Dili veya Standart Üçgenleme Dili) dosya formatıdır (Kessler ve ark., 2020).

### **c. Katmanların oluşturulması**

Dijital bir yazılım programı; üretilecek 3 boyutlu objenin STL dosyasını baskı öncesinde XY düzleminde belirlenen katman kalınlığına uygun olacak şekilde birçok yatay katmana dilimler ve yazıcının objeyi üretmesi için gerekli kodları oluşturur (Kessler ve ark., 2020).

### **d. Dosya aktarımı**

Elde edilen veriler 3 boyutlu yazıcıya çıkarılabilir bir bellek veya kablolu/kablosuz ağlar ile aktarılır (Sürmen, 2019).

### **e. 3 boyutlu baskı**

Üretim yapılacak yazıcı için gerekli ayarlamalar yapıldıktan sonra üretim başlar. Baskı işlemi yazıcının kullandığı teknolojiye göre farklı yöntemlerle olmakta ve baskı süresi yazıcı türüne göre değişmektedir (Sürmen, 2019).

### **f. Bitim işlemleri**

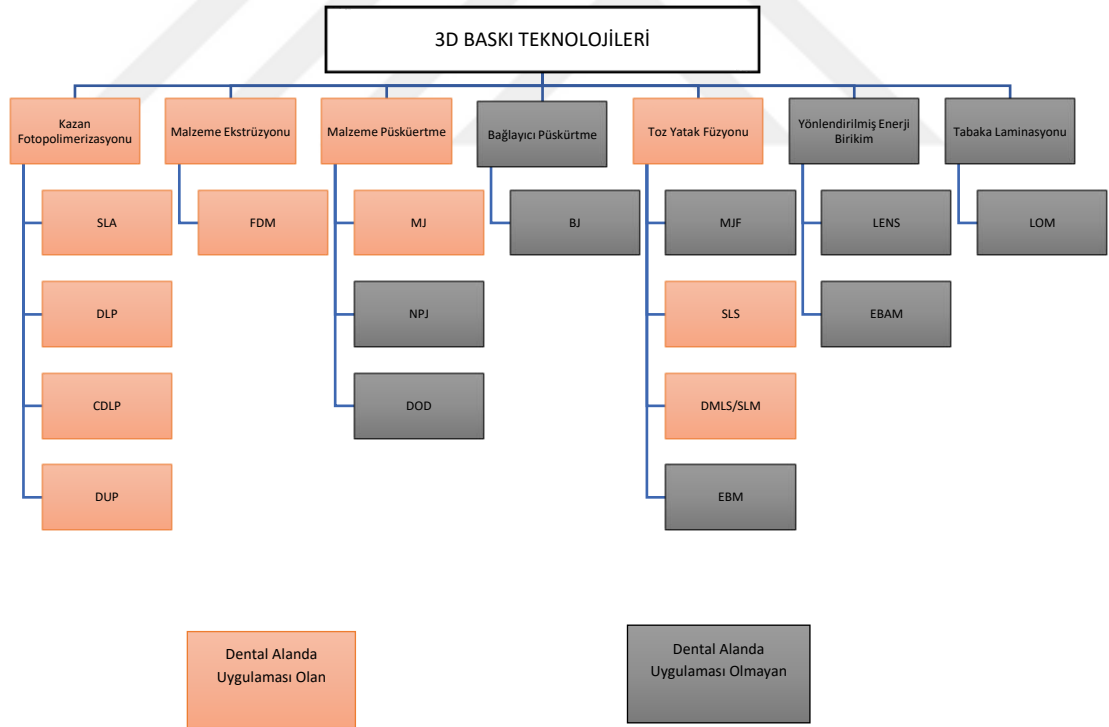
Bir tabla üzerinde üretimi tamamlanan obje tabladan ve destek yapılarından ayrılır. Destek yapılardan ayrılma bir el aleti ya da su/solüsyon ile yıkama ile gerçekleştirilebilir (Sürmen, 2019).

Bazı teknolojilerde baskının ardından ısıl işlem, yıkama ya da cilalama gibi son işlemler uygulanır (Dawood ve ark., 2015; Stansbury ve Idacavage, 2016).

#### 2.2.2.4. 3D Baskı Teknolojisi Üretim Çeşitleri

Birçok farklı 3D baskı türü mevcuttur ve hızlı prototipleme teknolojisi hızla gelişen yeni malzemeler ve yazıcılarıyla değişmeye devam etmektedir (Damon ve ark., 2020).

EN ISO 17296-2, 3D baskının temellerini açıklar. Buna göre 3D baskı üretim yöntemi yedi gruba ayrılır (ISO/ASTM, 2016). Bu teknikler arasındaki temel farklar kullanılan malzemelerden ve üç boyutlu nesneyi oluşturmak için katmanların eklenme biçiminden kaynaklanmaktadır. Her tekniğin doğruluk, hız, üretim maliyeti ve kullandıkları malzeme seçimi açısından kendi avantajları ve dezavantajları vardır (Dawood ve ark., 2015).



Şekil 2.1. 3D baskı teknolojilerinin sınıflandırılması (ISO/ASTM, 2016)

Kısaca 3D baskı teknolojilerinin üretim yöntemleri ve açıklamaları aşağıdaki gibidir (Shah ve ark., 2016);

- 1) Kazan fotopolimerizasyonu : Bir tabladaki sıvı fotopolimer, ışıkla aktive olan polimerizasyon ile seçici olarak sertleştirilir.
- 2) Malzeme ekstrüzyonu : Malzeme seçici olarak püskürtücü bir başlık veya açıklık yoluyla eklenir.
- 3) Malzeme püskürtme : Malzeme damlacıkları seçici olarak biriktirilir.
- 4) Bağlayıcı püskürtme : Sıvı bağlayıcı ajan, toz malzemeleri birleştirmek için seçici olarak biriktirilir.
- 5) Toz yatağı füzyonu : Termal enerji, bir toz yatağının bölgelerini seçici olarak birleştirir.
- 6) Yönlendirilmiş enerji birikimi : Odaklanmış termal enerji ile malzeme eritilir ve kaynaştırılır.
- 7) Tabaka laminasyonu : Bir nesneyi oluşturmak için malzeme tabakaları yapıştırılır.

3D baskı teknolojilerin tümü dış laboratuvarlarında veya muayenelerinde kullanıma uygun değildir. Dış hekimliği alanında, stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), fotopolimer püskürtme (Polijet Baskılama), sürekli sıvı arayüz üretimi (CLİP), seçici lazer ergitme/ sinterleme (SLM/SLS) ve eriyik biriktirme modelleme (FDM) gibi birkaç farklı baskı teknolojisi mevcuttur. Dış hekimliği alanında kullanımı olan bu teknolojilerden tez çalışmamızda kullandığımız 3D baskı teknolojileri şunlardır:

- 1) SLA
- 2) DLP
- 3) SLS/SLM

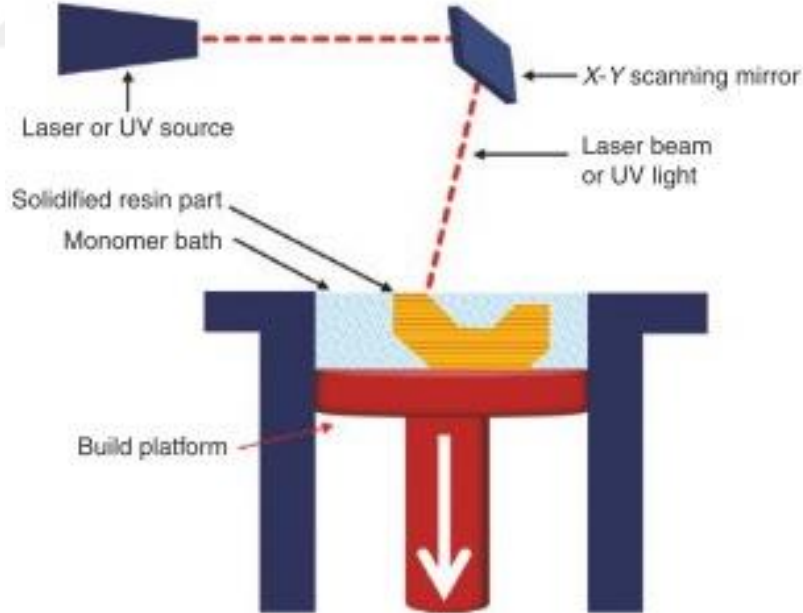
#### **2.2.2.4.1. Stereolitografi (SLA)**

Stereolithografi (SLA) dış hekimliği uygulamalarında kullanılan en yaygın tekniktir (Oberoi ve ark., 2018). SLA, sıvı bazlı malzeme kullanarak üretilen ana

ürünün ultraviyole (UV) ışın veya lazer ile fotopolimerize edilerek oluşturulduğu yöntemdir. Sıvı fotopolimer bulunan haznenin yüzeyine gelen UV ışınları ile her seferinde bir katman çizilir ve ışığın geldiği yerdeki materyal polimerize olur (Barazanchi ve ark., 2017; Van Noort, 2012). İlk katman polimerize olduktan sonra platform bir sonraki katmanın polimerize olması için birkaç mikron alçalır. Üretim tamamlanana kadar işlem tekrarlanır. Üretim bittikten sonra nesne bir çözücü yardımıyla yıkanır ve UV fırınında polimerizasyonun tamamlanır (Abduo ve ark., 2014).

İlk stereolitografi yazıcısı 1986 yılında Charles Hull tarafından (3D Systems) geliştirilmiştir ve ticari olarak mevcut ilk 3D baskı sistemidir. İlk cihazlar çok kapsamlı ve pahalı olmakla birlikte, en son nesil stereolitografik yazıcılar oldukça ekonomik hale gelmiştir. (Schweiger ve ark., 2021).

Bir SLA cihazı dört bölümden oluşur (Şekil 2.2). 1) Sıvı bazlı malzeme için rezervuar, 2) Lazer kaynağı, 3) Işığın XY yönde hareketi için kontrol sistemi, 4) Dikey yönde hareket eden üretim platformu (Arcaute ve ark., 2006).



**Şekil 2.2.** SLA cihazında üretim sürecinin şeması (Alageel ve ark., 2019)

SLA cihaz sistemlerinde lazer ışının geniş bir alan üzerinde etkisi vardır, bu özellik SLA baskı cihazları ile büyük boyutlu modellerin üretimi için avantaj sağlar (Quan ve ark., 2020).

SLA baskının doğruluğu, diğer 3D baskı tekniklerinden üstündür ve karmaşık geometrileri ince ayrıntılarla basabilir. SLA ile X-/Y ekseninde 5 µm ve Z ekseninde 10 µm'ye kadar çözünürlük elde edilebilir (Dawood ve ark., 2015; Stansbury ve Idacavage, 2016; Barazanchi ve ark., 2017). Ancak çözünürlük, kullanılan lazer ışığının dalga boyu ve gücü ile üretilecek nesnenin katman kalınlığı ve adım boyutu gibi birçok koşuldandır etkilenir (Stansbury ve Idacavage, 2016).

Üretim süreci çok hızlı değildir, her bir katmanın üretimi için 1-2 dk gerekebilir. Üretilecek nesnenin sayısı ve büyüklüğüne bağlı olarak süre değişir. Bir hazne içerisinde birden fazla nesne üretilebilir (Bibb ve Brown, 2000).

Yüksek doğruluk, yüksek mekanik dayanıklılık, pürüzsüz ve ince yüzey detayları SLA teknolojisinin avantajlarıdır (Azari ve Nikzad, 2009). Nesnelere üretirken, üretim süresini artıran ve ek malzeme kullanan destek yapıları gerektirmesi SLA teknolojisinin sınırlamasıdır (Revilla-León ve Özcan, 2019). Üretim maliyetleri diğer 3D baskı teknolojilerine göre daha yüksektir (Alharbi ve ark., 2017).

#### **2.2.2.4.2. DLP**

Dijital ışık işleme (DLP); ışıkla sertleşen bir reçineyi projeksiyon tabanlı teknoloji kullanarak fotopolimerize eden eklemeli üretim yöntemidir. Üretim aşamaları SLA teknolojisi ile benzer olmakla birlikte bu teknolojisinden farkı her katmanın piksel piksel yerine tüm katmanın bir seferde üretilmesidir. DLP teknolojisinde bu polimerizasyon işlemi ışığın dijital ayna cihazı (DMD) adı verilen ve elektrostatik kuvvetler ile hareket eden bir milyon kadar yansıtıcı mikro ayna yardımıyla reçine yüzeyine yönlendirilmesi ile gerçekleştirilir. DMD'leri kullanan bu teknik, literatürde projeksiyon stereolitografisi (PSL) olarak da bilinir. DLP teknolojisi her katmanı tek seferde polimerize ettiğinden üretim süresi SLA teknolojisine göre önemli ölçüde azalır (Murphy ve ark., 2022).

DLP teknolojisinin SLA teknolojisine göre avantajı, lazerle her alanı tek tek taramak yerine katman geometrisine uygun desenli lazer ışığı üreterek her katmanın

tek seferde polimerize etmesidir. Bu sayede, yapım süresi üretilecek objenin katman geometrisinden veya sayısından bağımsız olmaktadır. DLP teknolojisi piksel tabanlı pozlama sistemi sayesinde daha yüksek çözünürlükte üretim yapabilmektedir fakat bu durum DLP teknolojisini SLA teknolojisine göre bir üstünlük oluşturmamaktadır (Kessler ve ark., 2020).

DLP teknolojinin en önemli avantajı olarak yüksek hassasiyette baskı yapması gösterilebilir. Fakat yüksek hassasiyet sınırlı boyutlardaki projeksiyon ile sağlandığından yalnızca küçük boyutlu nesnelere üretilmektedir (Veligdan ve ark., 1997).

#### **2.2.2.4.3. SLS/ SLM**

Seçici lazer sinterleme; bir lazerin yüzeydeki toz materyal parçacıklarını kaynaştırması ile bir nesnenin tek tek katmanlar halinde oluşturulması olarak tanımlanır. Malzeme olarak plastik, metal veya seramikler kullanılabilir. Diş hekimliği alanında daha çok metaller kullanılmaktadır (Kessler ve ark., 2020).

SLS yazıcılarda da üretim süreci benzer şekilde; veri oluşturulması, üretim ve yüzey işlemleri sıralamasıdır. Üretim süreci üretilecek objenin hangi alaşım veya metalden oluşacağını belirlemek ve yazıcının toz haznesine eklenmesiyle başlar. Yazıcının lazeri CO<sub>2</sub> lazerdir, gücü 80-200 W aralığındadır ve lazerin odağı lensler aracılığıyla değiştirilebilir. Eksen hareketleri bir tarayıcı ile tek odaktan sağlanabildiği gibi aynalar yardımıyla lineer motorlu sistemler olarak da uygulanabilir. Tozla doldurulmuş kısım metalin erime noktasına yakın ön ısıya tabi tutulur. Ön ısıtma sayesinde lazer toz parçacıklarını birbirine kaynaştırmak veya sinterlemek için daha az enerji harcar. Toz havuzu içerisinde tablanın dikey eksenindeki her hareketi sırasında lazer demeti çarptığı yerdeki metal partiküllerini kaynaştırır. Her yeni tabakanın kaynaşması sağlandığında tabla aşağı yönde hareket eder. Yazıcının süpürücüsü aracılığıyla yeni toz tabakası havuz üzerine gönderilerek işlem yinelenir (Bertol ve ark., 2010; Van Noort, 2012; Kessler ve ark., 2020).

SLS cihazlarında ürünün yüzey kalitesi malzemenin cinsinden, lazerin gücünden ve lazerin çapından etkilenmektedir. Günümüzde SLS cihazlarında fiber lazerler kullanılmaktadır. Lazer çapı 0,2-0,4 µm iken katman kalınlığı ortalama 30 µm' dir (Silva ve ark., 2011).

Seçici lazer ergitme (SLM) üretim teknolojisi SLS teknolojisine benzer çalışma şekline sahiptir. SLM teknolojisinde toz partiküller doğrudan işleme noktasında lokal olarak eritilir ve bu toz partiküllerin tamamen erimesini sağlamak amacıyla daha yüksek enerjili lazer sistemleri kullanılır. Aynı yöntemde toz partikülleri eritmek için lazer yerine elektron ışığı kullanılıyorsa bu tekniğe de elektron ışığı erimesi (EBM) adı verilir. SLM ve EBM teknolojilerinin her ikisi de inert gaz altında gerçekleşir (Santos ve ark., 2006; Kruth ve ark., 2007; Kessler ve ark., 2020).

SLM teknolojisi 3D baskıda metal ürünlerin %99'unun üretiminde rol alır (Tyagi ve ark., 2022). En yaygın kullanılan metaller krom-kobalt (Cr-Co) ve titanyumdur. SLS/SLM üretim sonucu ortaya çıkan ürünler toz parçacıklarının boyutu nedeniyle pürüzlü bir yüzeye sahip olur ve kumlama gibi bir son işlem basamağı gerektirir (Kessler ve ark., 2020).

SLS/SLM teknolojileri ile seramik ve metal malzemeler kullanılarak kron-köprü protezlerin ya da hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları ve özelleştirilmiş implant üretimi yapılabilmektedir (Abduo ve ark., 2014; Kessler ve ark., 2020; Tyagi ve ark., 2022).

### **2.3. Oklüzal İsrma Kuvveti**

Oklüzal ısırma kuvveti, kraniyofasiyal biyomekanik tarafından kontrol edilen çene kaslarının hareketinden kaynaklanan çiğneme sisteminin fonksiyonel göstergesidir. Maksimum ısırma kuvveti molar bölgede en yüksek değerdedir (Bakke, 2006). Yaş, cinsiyet, kraniyofasiyal morfoloji, dişlerin periodontal desteği, temporomandibular bozukluklar gibi durumlara bağlı olarak değişir (Owais ve ark., 2013).

Oklüzal ısırma kuvveti yaş ile birlikte artmaktadır ve 20-40 yaşları arasında sabit bir değere ulaşmaktadır (Helle ve ark., 1983). Çocuklarda farklı dişlenme evrelerinde görülen oklüzal ısırma kuvvetlerinin incelendiği bir çalışmada; erken süt dişlenme evresinde ortalama 176 N, geç süt dişlenme evresinde 240 N, erken karışık dişlenme evresinde 289 N, geç karışık dişlenme evresinde 433 N, ve daimi dişlenme evresinde 527 N olduğu gösterilmiştir (Owais ve ark., 2013). 3-17 yaş arası çocuklarda oklüzal ısırma kuvvetinin değerlendirildiği başka bir çalışmada da benzer sonuçlar elde

edilmiştir ve 196 N ile 480.2 N arasında değişen değerler tespit edilmiştir (Kamegai ve ark., 2005).

#### **2.4. Termal Siklus (Isısal Döngü İle Yaşlandırma)**

Termal siklus, in vitro şartlarda ağız içerisindeki ısı değişimlerine benzer etki oluşturarak restoratif materyalleri tekrar eden döngüsel ısısal değişim karşısındaki tepkilerini incelemek amacıyla uygulayan bir yöntemdir (Morresi ve ark., 2014). Bu test ile restoratif materyallerin bağlanma dayanımları, marjinal aralanmaları ve ısı değişimlerinin materyallere etkileri incelenmektedir (Gale ve Darvell, 1999).

Termal siklusun etkilerinin, test edilen materyalin çeşidi, kavite tasarımı, sert doku özellikleri ve kullanılan metotlardan etkilenebileceği görüşü vardır (Morresi ve ark., 2014).

Termal siklus uygulaması ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan siklus sayısı, banyo sıcaklıkları, bekletme süreleri ve geçiş zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir. Bir çok çalışma ISO standartlarında belirtilen termal siklus sıcaklık değişimlerini (5°C-55°C) kullanmaktadır. Termal siklus sayısı 1 ile 1 000 000 arasında geniş bir aralıkta olabilmekte ancak yaygın olarak 500 ile 10 000 siklus arası uygulanmaktadır (Von Steyern ve ark., 2006; Vásquez ve ark., 2008).

#### **2.5. Kırılma Dayanımı**

Bir materyalde oluşacak kırılma ya da plastik deformasyon için gerekli olan maksimum stres miktarı o materyalin dayanıklılığını belirler. Bu stres miktarı materyali kırmak için gereken maksimum kuvvet olarak da tanımlanabilir (Guazzato ve ark., 2005). Bir cisimde kırılma görüldüğü andaki kuvvet miktarı o cismin kırılma dayanımının göstergesidir (Anusavice ve Brantley, 2003).

Laboratuvar kırma testleri, sonuçları zaman alan in vivo çalışmalar yerine, klinik şartları taklit ederek restorasyonların veya materyallerin özelliklerini ve başarısını değerlendirmeyi amaçlayan ve en sık kullanılan in vitro yöntemdir. Bu yöntem materyalin klinik uygulanabilirliği hakkında karar verme konusunda önemli bir etkidir. Kırma testlerinde, küresel bir uç yardımıyla materyalde başarısızlık olana kadar kuvvet uygulanır (Harvey ve Kelly, 1996; Kelly, 1999; Tinschert ve ark., 2000).

## 2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Elektronik ve optik sistemlerin birlikte kullanılarak yüksek büyütme altında, üzerinde işlem ve analizlerin yapılabildiği görüntüler elde edilebilen cihazlar geliştirilmiştir. SEM (Scanning Electron Microscope) yüksek enerjili elektronların incelenecek yüzey alanını taraması prensibiyle çalışır (Flegler ve ark., 1993).

SEM üç kısımdan oluşur. Bunlar; optik kolon, incelenecek örneklerin yerleştirildiği alan, görüntüleme sistemi bölümüdür. Optik kolon kısmında; elektron tabancası, elektronları hızlandıracak bir anot plaka, ince elektron demeti elde etmek için yoğunlaştırıcı mercekler ve elektron demetinin örnek yüzeyini tarayabilmesi için tarama bobinleri bulunur (Goldstein ve ark., 2017).

Örneklere yönlendirilen yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların yüzey taraması esnasında meydana getirdikleri sinyaller dedektörlerinde toplanmaktadır. Sinyal güçlendiricilerle artırılan ve sonra bir katot ışınları tüpü ekranına aktarılan bu sinyaller yardımıyla SEM görüntüsü ele edilir. SEM ile farklı büyütmelerde (20x – 10 000x) detaylı yüzey topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı incelenebilmektedir (Saghiri ve ark., 2012).

SEM taraması öncesinde, örneklerin belirli bir protokol ile hazırlanmalıdır. Eğer gerekli ise örneklerin mikroskop tutucusuna yerleştirilebilecek yeterli boyutlara küçültülmesi gerekir. Ardından örnekler vakum altında altın ya da gümüş tabakası ile kaplanır. (Saghiri ve ark., 2012).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

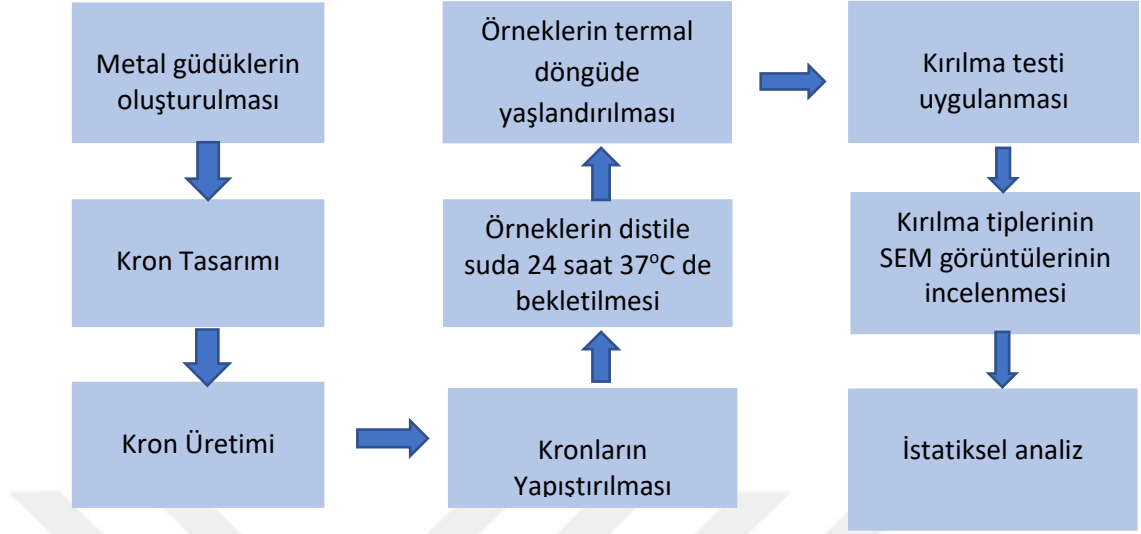
Bu çalışma, SLA ve DLP teknolojileri kullanan iki farklı 3D baskı yazıcısında 0.5 mm, 1mm ve 1.5 mm kalınlıklarda üretilen süt dişi kronlarının kırılma dayanımlarını in vitro şartlarda değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın bilimsel etik kurallara uygunluğu T.C Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'nın 17.12.21 tarihli 283 sayılı kararıyla onaylanmıştır (Bkz. Ek 1). Ayrıca, bu çalışma T.C. Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kurulu'nca (Proje no: B-2113 ) desteklenmiştir.

Çalışma Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır. Üretim ve laboratuvar işlemleri; BTech Savunma Havacılık Medikal ve İleri Teknolojiler Tic. San. A.Ş., Özel Dental Diş Laboratuvarı Diş Sağ. Hiz. Ltd. Şti., Esetron Mekatronik Müh. San. Tic. Ltd. Şti., Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarı ve Ordu Üniversitesi Merkez laboratuvarında yapılmıştır.

Çalışmanın örneklem hacminin belirlenmesi amacıyla güç analizi gerçekleştirilmiştir. Zimmermann ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışma örnek alınarak (Zimmermann ve ark., 2019) G\*Power Software sürüm 3.1.9.2 (Universität Düsseldorf, Almanya) tarafından 0.05 alfa hata olasılığı ve %95 güçle 48 örneğin gerekli olduğu belirlenmiştir. Karşılaşılabilecek teknik kısıtlamalar da göz önünde bulundurularak her grupta 10 örnek olmak üzere toplam 60 örnek ile çalışmanın yürütülmesi planlanmıştır.

### 3.1. Çalışma Planı Şeması



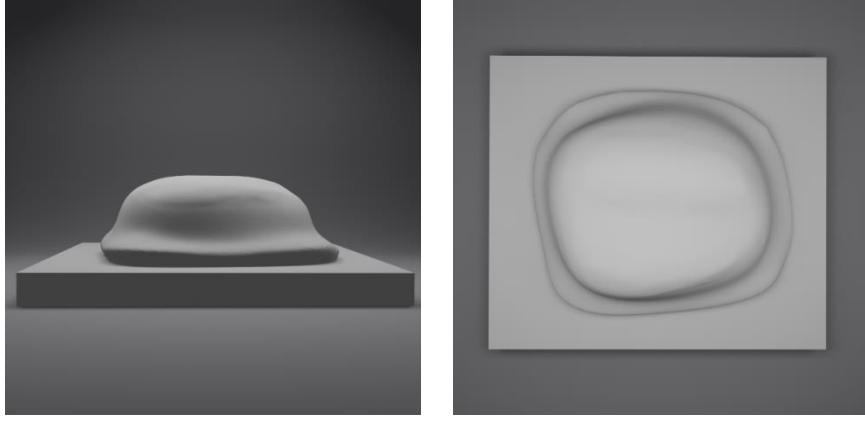
Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Özellikler	Üretici Firma
VarseoSmile CrownPlus Reçinesi	3D Baskı Reçinesi	Bego, Bremen, Almanya
Formlabs Permanent Reçinesi	3D Baskı Reçinesi	Formlabs, Somerville, MA, ABD
Starbond Easy Power 30+	Cr-Co tozu	3M ESPE Dental Products St.Paul, ABD

### 3.2. Metal Güdüklerin Oluşturulması

Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla bir tipodont çocuk çene modeli ağız için tarayıcı ile taranarak dijital ortama aktarılmış ve dijital veriler STL formatında kayıt edilmiştir. Elde edilen veri bir 3D modelleme ve tasarım programı olan Blender™ ‘a (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) aktarılmıştır. Dijital modelde 85 numaralı diş üzerinde basamak genişlikleri ve oklüzal indirgenme miktarları 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm olacak şekilde üç grup güdük modeli tasarlanmıştır. Her üç grubun taper açısı 6° ve basamak tipi oluk biçimli (champher) olacak şekilde preparasyonları tamamlanmıştır ve STL formatında kayıt edilmiştir.

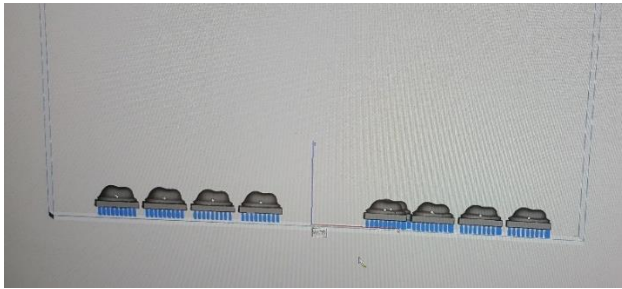


**Şekil 3.1.** Blender programında 85 numaralı dişte yapılan preparasyonun vestibul ve oklüzal yüzeyden görüntüsü

Sonrasında güdüklerin tasarım dosyaları, üretimin yapılacağı SLM tipi 3 boyutlu yazıcının yazılım programına (Magics Print for Vulcanech 23,217, Almanya) aktarılmıştır. Her bir alt grup için 10'ar adet olmak üzere toplam 60 güdük modeli oluşturularak üretim düzlemine yerleştirilmiştir (Şekil 3.2). Daha sonra güdüklerin üretim tablası ile bağlantısı için 2 mm'lik dayanaklar eklenmiştir (Şekil 3.3).



**Şekil 3.2.** Magics Print yazılım programında güdüklerin kopyalama işlemi



**Şekil 3.3.** Güdüklere dayanakların eklenmesi

Yazılım programındaki işlemlerin bitirilmesinin ardından veriler katmanlara ayrılma işlemi için dilimleme programına (VSlicer 3.1, Almanya) aktarılmıştır. Program 60 örnek için XY düzleminde 307 yatay katman oluşturmuş ve her katmana ait kodları dosyalamıştır. Dilimlenmiş katman verilerine ait dosya bilgileri üretim için taşıyıcı bellek cihazı ile SLM tipi 3D baskı yazıcısına aktarılmıştır.

➤ **SLM baskı cihazında güdük üretimi**

Güdüklerin üretim aşaması SLM teknolojisi ile üretim yapan VM120 (Vulcantech, Hanover, Almanya) yazıcıda yapılmıştır (Şekil 3.4). VM120 cihazı 1070 nm dalga boyunda fiber lazer kullanır. 20-100 µm arası katman kalınlıklarında üretim yapar. Maksimum üretim hızı 10000 mm/s'dir. Tek seferde 200'den fazla numune üretilebilir.

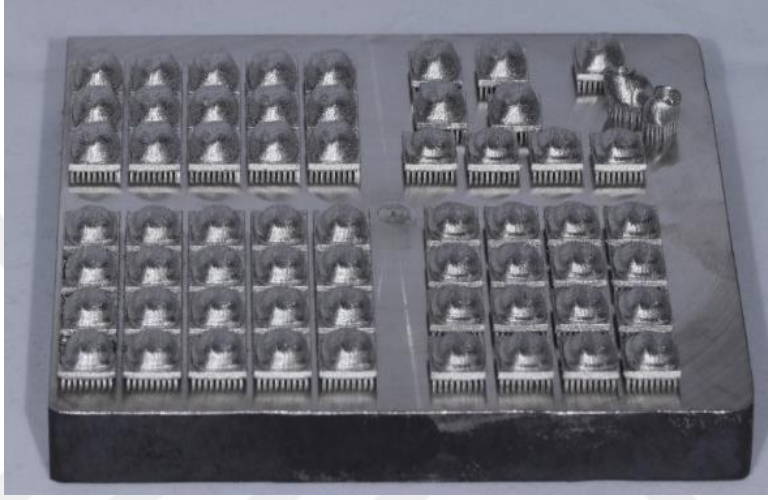
STL verilerinin taşıyıcı bellek yardımıyla yazıcıya gönderilmesinin ardından üretim tablası cihazın içerisine sabitlenmiştir. Cr-Co toz materyali (Şekil 3.5) Starbond Easy Power 30+ (Scheftner, Mainz, Almanya) üretim tablasının yanındaki hazneye eklenmiştir. Üretim platformu toplam katman kalınlığına uygun olacak şekilde aşağı konuma indirilmiştir. Cihazın azot-oksijen dengesi tamamlandıktan sonra üretim işlemi başlatılmıştır. Güdükler 50 µm katman kalınlığında üretilmiştir. Üretilen güdüklerin üretim tablası üzerindeki görüntüsü Şekil 3.6'da gösterilmiştir.



Şekil 3.4. VM200 SLM baskı cihazı



**Şekil 3.5.** Cr-Co tozu



**Şekil 3.6.** SLM 3D yazıcıda üretilen güdüklerin üretim tablasındaki görüntüsü

Üretim sonrası güdükler üretim tablasından çıkarılmış ve bağlantı dayanakları temizlenmiştir. Sonrasında güdükler ısıl işlem fırınında (MFX-1010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 980 °C’de 1 saat bekletilmiştir (Şekil 3.7).

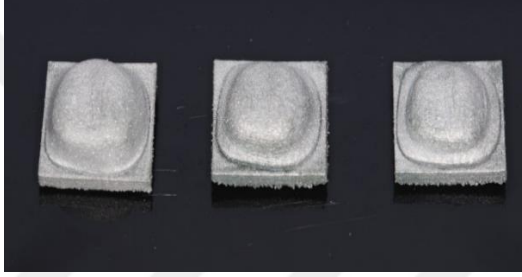


**Şekil 3.7.** Isıl işlem fırını

Ardından yüzey pürüzlülüklerinin giderilmesi amacıyla güdüklere tüm yüzey kumlanana kadar 45°'lik açı ve 1 cm mesafede manuel kumlama işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.8). Güdüklerin kumlama işlemi sonrası görüntüsü Şekil 3.9'da gösterilmiştir.



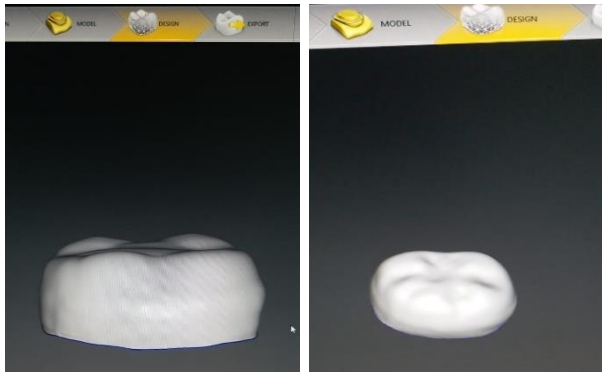
**Şekil 3.8.** Kumlama işlemi



**Şekil 3.9.** Kumlama işlemi sonrası güdükler

### **3.3. Kron Tasarımı**

Hazırlanan güdüklerin STL verileri bir dental CAD/CAM yazılım programı olan Exocad programına aktarılarak her üç güdük için kron tasarımı yapılmıştır (Şekil 3.10-11). Siman aralığı 50 µm olarak ayarlanmıştır.



**Şekil 3.10.** Tasarlanan kronun vestibul ve oklüzal yüzeylerinin Exocad programındaki görüntüsü



**Şekil 3.11.** Güdük zerine oturtulmuş kronun vestibul ve oklzalden görünümünün Exocad programındaki görüntüsü

### **3.4. Kron retimi**

Exocad tasarım programında hazırlanan kronların STL dosyaları SLA ve DLP tabanlı iki farklı 3D baskı teknolojisi kullanan yazıcı programına gönderilmiştir ve kronlar üretilmiştir. İlk grup kronlar SLA 3D baskı teknolojisi ile alışan Formlabs Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, USA) yazıcıda Formlabs Permanent Reçinesi (Formlabs, Somerville, MA, USA) kullanılarak üretilmiştir.

İkinci grup kronların retiminde DLP 3D baskı teknolojisi ile alışan Varseo XS (BEGO, Bremen, Germany) yazıcı ve VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> (Bego, Bremen, Germany) reçinesi kullanılmıştır.

#### **3.4.1. Formlabs Form 3B 3D Yazıcı**

Formlabs Form 3B yazıcı (Şekil 3.12) SLA tabanlı 3D baskı yazıcısıdır. Düşük kuvvetli Stereolitografi (LFS) teknolojisini kullanmaktadır. 25-200 µm aralığında çözünürlüğe sahip üretim yapabilmektedir. Reçineyi polimerize etmek için 85 mikron çapında bir adet lazer kullanmaktadır. Lazerin dalga boyu 405 nm'dir. STL dışında bir başka 3D dosya uzantısı türü olan OBJ (Object File) ile de dosya girişi yapılabilmektedir. Formlabs Form 3B ile üretim sonrası restorasyonlara yıkama ve son polimerizasyon işlemleri gereklidir.



**Şekil 3.12.** Formlabs Form 3b SLA tabanlı yazıcı (Form 3B - Btech)

### 3.4.2. Formlabs Permanent Kron Reçinesi

Formlabs Permanent Kron reçinesi (Şekil 3.13) Formlabs'ın ürettiği seramik parçacıkları eklenmiş bir daimi kron reçinesidir. Daimi kuron, inley ve onley tipi restorasyonlar ve veneerlerin SLA/LFS tabanlı yazıcılardaki üretiminde kullanılmaktadır. 405 nm dalga boyunda polimerizasyonu gerçekleşir. 50 mikron çözünürlüğe kadar yüksek yüzey kalitesi ve detay seviyesi sağlar. Vita skalasına göre A2, A3, B1 ve C2 olmak üzere 4 farklı renk seçeneği bulunur. Üretilen restorasyonlar daha sonra ışıkla sertleşen kaplama materyalleri ile renklendirilebilir. Reçine içeriğindeki seramik parçacıkları sebebiyle standart baskı platformlarında aşınma oluşturup reçinenin kirlenmesine veya renklenmesine sebep olabilir bu sebeple paslanmaz çelik üretim platformu bulunan 3D yazıcılarında kullanımı uygundur.



**Şekil 3.13.** Formlabs Permanent Reçine (Permanent Crown Resin - Formlabs)

### ➤ SLA Baskı Cihazında Kronların Üretilme Aşamaları

Tasarlanan kronların STL formatındaki verileri Formlabs PreForm yazılımına aktarılmıştır. Kronların oklüzal düzlemi üretim tablasına bakacak şekilde konumlandırıldıktan sonra her üç kalınlıktaki kron grubu için 10'ar kopya oluşturulmuştur. Ardından kronların üretim tablası ile bağlantısını sağlamak için dayanakları eklenmiştir. Yazılım programındaki hazırlıkların tamamlanmasından sonra veriler Form3 cihazına gönderilmiştir. Katman kalınlığı 50 µm olarak ayarlanmıştır. Üretim tankına Formlabs Permanent Reçine eklenerek üretim gerçekleştirilmiştir. Baskı sonrası kronlar %99 oranında izopropil alkol içeren banyoda 3 dk yıkanmıştır (Form Wash; Formlabs). Sertleşmemiş reçine kalıntıları izopropil alkole batırılmış fırça ile uzaklaştırılmıştır. Kurutma işlemi sonrası kronlar üretim platformundan çıkarılmıştır. Ultraviyole fırınında (Form Cure, Formlabs) 60°C'de 20 dk olacak şekilde 2 kez polimerizasyon işlemi yapılmıştır. Dayanaklar deneyimli bir teknisyen yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Yüzeyde kalmış olabilecek artıkların uzaklaştırılması için kumlama işlemi ve son olarak polisaj işlemi yapılmıştır.



**Şekil 3.14.** Formlabs Form 3b SLA yazıcıda üretilen 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki kronlar

#### 3.4.3. Varseo XS DLP Yazıcı

Varseo XS DLP Yazıcı (Şekil 3.15) DLP tabanlı 3D baskı yazıcısıdır. Çözünürlüğü 50 µm ve kullanılan lazer ışığının dalga boyu 405 nm'dir. Üretim hızı

yaklaşık 30 mm/s'dir. Uygun fiyatlı yüksek çözünürlüklü bir yazıcıdır. Üretim hızı üretilecek materyal sayısından bağımsızdır ve yirmi adede kadar tek kron veya yedi adede kadar iki üye eksikli köprünün üretimi sağlanabilir. W-LAN veya Ethernet bağlantısı aracılığıyla bilgisayar ile hızlı ve kolay veri alışverişi sağlanır.



**Şekil 3.15.** Varseo XS DLP tabanlı yazıcı genel görünümü (Bego | Varseo XS)

#### 3.4.4. VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> Reçine

VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> reçinesi (Şekil 3.16); anterior ve posterior dişler için tek kuron, inley, onley ve veneer gibi kalıcı restorasyonların 3D baskı üretiminde kullanılan seramik dolgulu metakrilat bazlı hibrit bir reçinedir. 50 µm çözünürlüğe sahiptir. 405 nm de polimerizasyonu gerçekleşir. VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> daimi restorasyon için üretilmiş ilk ticari 3D baskı reçinesidir.



**Şekil 3.16.** VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> reçinesi (BEGO VarseoSmile Crown Plus)

VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> reçinenin dengeli bir opaklık ve yarı saydamlık oranı sayesinde üretilen restorasyonlar yüksek estetik özelliğe sahiptir. Üretilmiş nesnelere,

VarseoSmile Crown plus ile onarılabilir veya düşük malzeme maliyetleri sayesinde kolayca yeniden üretilebilir. VITA klasik tonlarına göre A1, A2, A3, B1, B3, C2, D3 olmak üzere yedi renk seçeneği mevcuttur. Dijital iş akışına tam entegrasyonu ve düşük malzeme maliyetleri sayesinde, iyi bir fiyat-performans oranına sahiptir. Çoğu yapıştırıcı ajanla bilimsel olarak kanıtlanmış yüksek bağlanma özelliği vardır.

#### ➤ DLP Baskı Cihazında Kronların Üretilme Aşaması

VarseoSmile Crown<sup>Plus</sup> reçine DLP baskı cihazı olan Varseo XS cihazının üretim tablasına eklenmiştir. Üretilecek kronların STL dosyaları yazıcıya ait yazılım programına gönderilmiştir, kopyalama ve dayanak ekleme işlemleri tamamlanmıştır. Veriler yazıcıya gönderilerek üretim yapılmıştır. Üretim sonrası kronlar %96'lık etanol kullanılarak ultrasonik cihazı ile 3 dk boyunca temizlenmiştir, ardından 3 dk daha %96'lık etanol banyosunda bekletilmiştir. Etanol banyosundan çıkarılan kronlar hava ile kurutulmuştur ve dayanakları uzaklaştırılmıştır. Ardından Bego Otoflash (Bego, Bremen, Almanya) fotopolimerizasyon cihazında 1 kez 1500 ışık atımı ile polimerize edildikten sonra dayanaklar uzaklaştırılmış ve diğer yüzeyinden 1 kez daha 1500 ışık atımı ile polimerize edilmiştir.



**Şekil 3.17.** Varseo XS DLP yazıcıda üretilen 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlığındaki kronlar

### 3.5. Kronların Yapıştırılması

Tüm restorasyonların simantasyonunda; metal, porselen, seramik ve kompozit gibi çoğu materyale yüksek bağlanma özelliği bulunan kendinden adeziv rezin siman RelyX U200 (3M ESPE Dental Products St.Paul, ABD) kullanılmıştır. RelyX U200 yapıştırma simanı baz ve katalizörden oluşmaktadır. Toplam çalışma süresi 2 dk olan simanın kullanımını kolaylaştıran cliker formull 1:1 oranında sıkılarak yaklaşık 20 sn kadar bir spatül yardımıyla karıştırılmıştır. Siman karıştırıldıktan sonra restorasyonun yapışma yüzeyine uygulanmıştır ve metal güdük üzerine dikkatlice yerleştirildikten sonra oklüzal yüzeyden parmak basısı uygulayarak siman 2 sn polimerize edilmiştir. Fazla siman bir sond yardımıyla uzaklaştırılmıştır ve ardından üretici firmanın talimatları doğrultusunda kronun bukkal, lingual ve oklüzal yüzeylerinden 20'şer sn olacak şekilde LED ışık kaynağı (Valo™ Cordless, South Jordan, ABD) ile ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanmıştır.



Şekil 3.18. Simantasyon öncesi hazırlık

### 3.6. Termal Siklus Uygulaması

Simantasyonu tamamlanan örnekler 37 °C de %100 nemli ortamda etüvde bir gün bekletilmiştir. Daha sonra örneklere termal siklus cihazında 5°C ve 55°C sıcaklıklara sahip su dolu banyolarda 30 sn bekletme ve banyolar arası 10 sn geçiş süresi olacak şekilde 500 kez ısıl döngü ile yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

### 3.7. Kırılma Dayanımı Testi

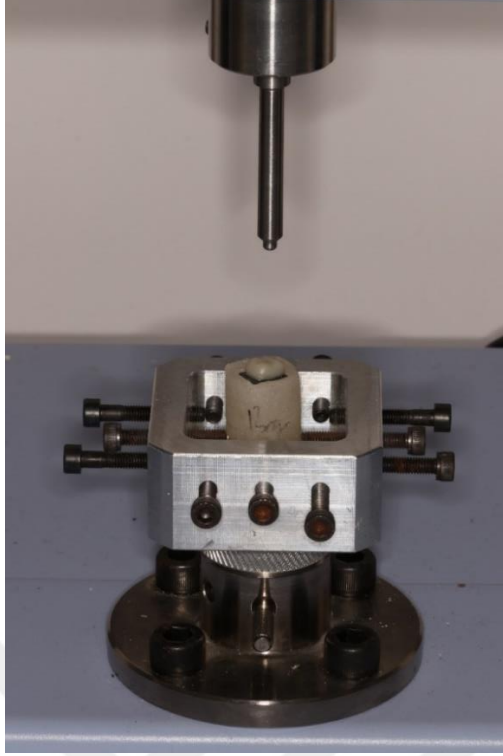
Isıl döngü ile yaşlandırma işlemi sonrası kırılma testi Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında yapılmıştır. Testi öncesi, cihazın örnek haznesine yerleştirmeye uygun boyutlara gelmesi için kronlar akrilik ile kaplanmıştır (Şekil 3.19). Sonrasında örnekler uzun eksenleri yer düzlemine dik olacak şekilde Shimadzu kırılma testi cihazına (Shimadzu, Japonya) (Şekil 3.20) yerleştirilmiştir ve anahtar yardımıyla düzeneğe sabitlenmiştir (Şekil 3.21). Sabitlenen örneklere 4 mm çapında paslanmaz çelik yuvarlak yük cisimciği ile santral fossaya uygulanmasına dikkat edilecek şekilde oklüzal düzleme dik yönde 1 mm/dk kafa hızı ile örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Kırık meydana geldiğinde oluşan maksimum değerler Newton (N) cinsinden Excel programında kayıt edilmiştir.



**Şekil 3.19.** Universal test cihazı



**Şekil 3.20.** Universal test cihazı



**Şekil 3.21.** Test cihazına sabitlenen örnek

### **3.8. Kırılma Sınıflaması**

Kronlarda oluşan kırılma şekillerini değerlendirmede Burke'nin 1999 yılında yaptığı çalışma için oluşturduğu sınıflama referans olarak kullanılmıştır (F. J. T. Burke, 1999). Bu sınıflama aşağıdaki gibidir:

- Tip 1 : Kronun minimum çatlak ya da kırık
- Tip 2 : Kronun yarısından daha az kayıp
- Tip 3 : Kron orta hattı boyunca kırık; kronun yarısının kaybı
- Tip 4 : Kronun yarısından fazlası kayıp
- Tip 5 : Şiddetli kron ve/veya diş kırığı

### **3.9. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Değerlendirmesi**

SEM görüntülemesi Ordu Üniversitesi Merkez Laboratuvarında yapılmıştır. Tüm gruplardan her kırık tipi için birer örnek SEM değerlendirmesi için seçilmiştir. SEM değerlendirmesi öncesi örnekler; plazma cihazında (Karaltay SPC-900C, Beijing, Çin) altın (Au) ile kaplanmıştır (Şekil 3.22-23). Ardından SEM cihazında (SU

1510, Hitachi, Japonya) x11 büyütme altında kırık şekilleri incelenmiştir ve görüntüler kayıt edilmiştir.



Şekil 3.22. Altın Kaplama işlemi



Şekil 3.23 Kaplama sonrası örnekler

### 3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmaya ait istatistiksel değerlendirme SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) İstatistik programında %5'lik önem seviyesinde yapılmıştır. Kırılma dayanımı testi değerleri için Kruskal Wallis H Testi kullanılmıştır.  $P < 0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı 3D baskı teknolojisi ile 3D reçineleri kullanılarak üretilen 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklardaki kronların Universal test cihazında dikey yönde uygulanan kuvvet altındaki kırılma dayanımlarından elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Her örnek, kırılma sonrası başarısızlık tiplerine göre sınıflandırılmış ve taramalı elektron mikroskobu altında görüntüleri incelenmiştir.

### 4.1. Kırılma Dayanımı Testi Bulguları

Tüm grupların kırılma dayanımı bulguları, minimum-maksimum değerleri, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1 de gösterilmiştir. Elde edilen kırılma değerleri 661,32 N'dan 2078,46 N'a kadar değişen değerler sergilemiştir.

**Tablo 4.1.** Kırılma dayanımı testi bulguları

	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma	%95 Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
SLA 1,5 mm	10	1116.37	1999.20	1718.30	259.20	1332.87	1703.72
SLA 1,0 mm	10	999.83	2002.06	1672.18	356.07	1417.46	1926.89
SLA 0,5 mm	10	661.32	1667.28	1441.40	382.86	1167.52	1715.28
DLP 1,5 mm	10	1081.00	1830.77	1592.39	262.01	1304.96	1679.82
DLP 1,0 mm	10	957.32	2029.02	1518.05	305.47	1299.53	1736.57
DLP 0,5 mm	10	866.17	1635.56	1211.13	299.31	997.02	1425.25

Üretim tekniğinden bağımsız olarak tüm gruplar içerisinde kırılma dayanımları incelendiğinde en düşük değer SLA 0.5 mm grubunda (661.32 N) ve en yüksek değerler ise DLP 1.0 mm grubunda görülmüştür (2029.02 N).

Ortalama kırılma değerleri açısından incelendiğinde en yüksek ortalama kırılma değeri SLA 1.5 mm grubunda bulunmuştur (1718.30 N). En düşük ortalama kırılma değeri ise DLP 0.5 mm grubuna aittir (1211.13 N).

İstatistiksel verilerin sonucuna göre her üç kron kalınlığı grubunda da üretim tekniğine bağlı olarak SLA ve DLP yöntemleri için kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). SLA grubunun DLP grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu görülmüştür.

**Tablo 4.2.** Bağımsız T testi

	SLA		DLP		P*
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	
<b>1,5 mm kalınlık (Newton)</b>	1718.30	259.20	1592.39	262.01	0.827
<b>1,0 mm kalınlık (Newton)</b>	1672.18	356.07	1518.05	305.47	0.313
<b>0,5 mm kalınlık (Newton)</b>	1441.40	382.86	1211.13	299.31	0.151

#### 4.2. Kırılma Şekilleri Değerlendirmesi Bulguları

Kırılma testi sonrası kronlarda oluşan kırık tipleri Burke'nin yapmış olduğu sınıflamaya göre sınıflandırılmış ve Tablo 4.3 'de gösterilmiştir.

SLA tekniği ile üretilen kronların her üç kalınlık grubunda en yaygın Tip 2 kırık (Kronun yarısından azının kaybı) görülmüştür. 0.5 mm kalınlığındaki kron grubunda üç tip kırılma (Tip 1-2-4) şekline ait kırılma gerçekleşmiştir.

DLP tekniği ile üretilen kronların tüm kalınlık gruplarında yalnızca Tip 1 ve Tip 2 kırık oluşmuştur. 1.5 mm ve 0.5 mm kalınlık gruplarında Tip1 kırık fazla

meydana gelirken 1 mm kalınlık grubunda ise Tip 2 kırık daha fazla meydana gelmiştir.

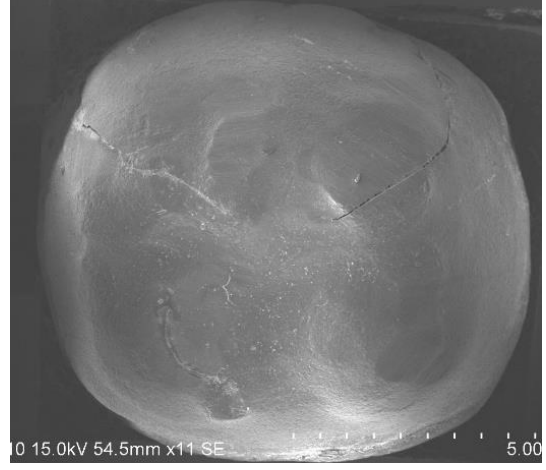
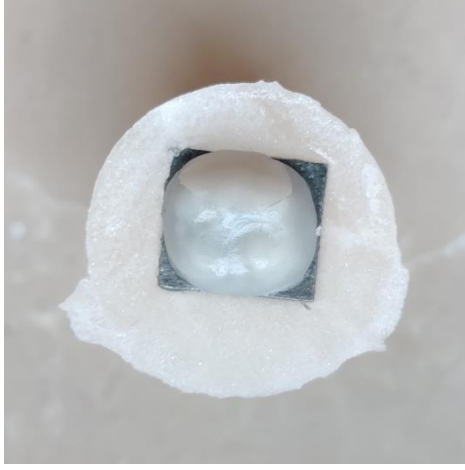
Tüm gruplar incelendiğinde Tip 3 kırık şeklindeki başarısızlık oluşumu görülmemiştir.

**Tablo 4.3.** Kırık Tiplerinin sayısal verileri

	Kırılma tiplerine göre örnek sayıları				
	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 5
SLA 1.5 mm	2	8	-	-	-
SLA 1 mm	-	9	-	1	-
SLA 0.5 mm	3	6	-	1	-
DLP 1.5 mm	7	3	-	-	-
DLP 1 mm	4	6	-	-	-
DLP 0.5 mm	7	3	-	-	-

#### **4.3. Kırılma Şekillerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Altında İncelenmesi**

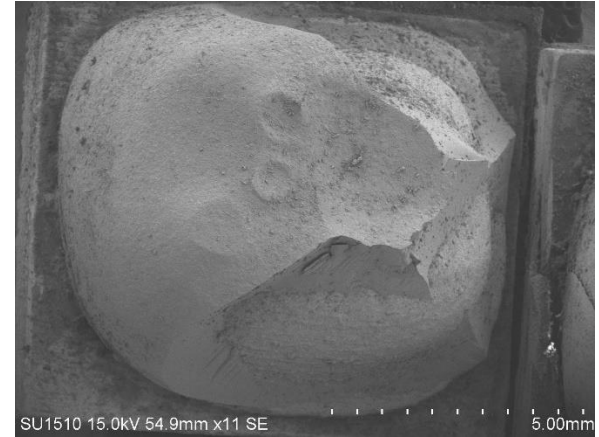
Tüm gruplarda görülen kırık tiplerinden birer örnek taramalı elektron mikroskobu altında x11 altında incelenmiştir.



**Şekil 4.1** Tip 1 kron kırığı örneği ve SEM görüntüsü



**Şekil 4.2.** Tip 2 kırık örneği ve SEM görüntüsü



**Şekil 4.3.** Tip 4 kron kırığı örneği ve SEM görüntüsü

## 5. TARTIŞMA

Dental restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde genel olarak baskı, çekme, makaslama ve mikrosızıntı gibi in vitro testler uygulanır (Schreiner ve ark., 1998). Dental restorasyonlar ağız içerisinde hem fonksiyonel hemde oklüzal kuvvetlere maruz kalmakta ve bu kuvvetler sonucu materyalde stresler oluşmaktadır. Kırılma dayanıklılığı, restorasyonların uzun dönem başarısını değerlendirmek için önemli bir parametredir (Parker, 1993; Sakaguchi ve Powers, 2012). Bu nedenle dental restorasyonların oklüzal ve çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan basınç karşısındaki kırılma dayanımına ait değerler ve kırılma özelliklerinin bilinmesi önemlidir. Kırılma dayanımlarının belirlenmesinde ISO tarafından önerilen, basit hassas ve güvenilir bir yöntem olan baskı testleri sıklıkla kullanılmaktadır (Ban ve Anusavice, 1990; Zeng ve ark., 1996; Sakaguchi ve Powers, 2012). Çalışmamızda SLA ve DLP 3D baskı ile üretilen kronların kırılma dayanımları in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Yapılan çalışmalar sonucunda araştırmacılar, kronların kırılmaya karşı dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarda çekilmiş diş kullanıldığında, morfolojik değişiklikler ve düzensizliklere hatta mevcut dentin kalınlıklarındaki farklılıklara bağlı olarak kırılmaya karşı dirençlerin değişken olabileceğini belirtmişlerdir. Bu farklılıklara bağlı durumun oluşumunu elimine etmek için metal ya da reçine güdüklerin kullanımının uygun olabileceği üzerine durmuşlardır ( Pröbster, 1996; Odman ve Andersson, 2001; Johnson ve ark., 2014). Metal ya da reçine güdüklerin kullanımı ile standart bir preparasyon yapılabilen ve gelen yüklere karşı aynı fiziksel özelliklere sahip alt yapı güdükleri oluşturulabilmektedir (Pröbster, 1996). Çalışmamızda, hazırlanan kronların kırılma testi için SLM tipi 3 boyutlu yazıcıda üretilmiş Cr-Co alaşımı metal güdük alt yapılar kullanılmıştır. Böylece, çekilmiş dişler kullanıldığında oluşması olası varyasyonlar elimine edilmeye çalışılmıştır.

Çocuk hastada tedavi sırasında restoratif seçenekleri değerlendirirken diş yaşı, estetik ihtiyaç, ailenin sosyo-ekonomik durumu, hasta kooperasyonu ve çürük risk seviyesi değerlendirilir (Humphrey, 1950; Sakaguchi ve Powers, 2012). Çocuk hastada dental restorasyonlar için fazla zaman gerekebilmektedir. Kooperasyonu

yeterli olmayan hastalarda, hastanın sıkılması ve devam eden işlemi kabul etmemesi gibi olumsuz sonuçlarla karşılaşmaktadır. Direk yöntemlerle uygulanan restoratif materyallerin yerleştirilmesi sırasında karşılaşılan teknik zorluklar da göz önünde bulundurulduğunda, süt dişlerine özel restoratif materyaller ile daha kolay ve kısa sürede uygulanabilir özel yöntem ve teknikler gereklidir (Rabêlo ve ark., 2005; Villalta ve ark., 2006; Ferreira ve Vieira, 2008). Yüksek çürük aktivitesi olan çocuk hastalarda ve aşırı madde kaybına sahip çok yüzeyle çürüklerin tedavisi için en ideal materyal PÇK'lerdir (Humphrey, 1950). Fakat PÇK'ler günümüzde estetik bulunmamaktadır ve günümüzde yetişkin hastalarda olduğu kadar çocuk hastalar için de estetik seçeneklere yönelik talepler artmaktadır. Dijital sistemlerin diş hekimliğine girişi ile artık çocuk diş hekimliği alanında da estetik tedavi bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır (Al-Halabi ve ark., 2020).

Bilgisayar destekli tasarım/üretim (CAD/CAM), frezleme teknolojisi (eksiltmeli üretim) ve 3D baskı teknolojisi (eklemeli üretim) olmak üzere iki üretim yöntemini kapsamaktadır (Al-Halabi ve ark., 2020). Bilgisayar destekli bu üretim teknolojileri ile birlikte diş hekimliğinde koruyucu diş preparasyonları ön plana çıkmaya başlamıştır. Bu sayede diş dokularından yapılacak preparasyon miktarı azaltılarak, diş ile daha uyumlu ve estetik restorasyonlar, tek seansta kişiye özel olacak şekilde üretilebilmektedir (El-Damanhoury ve ark., 2014). Gelişen ve değişen teknoloji sayesinde özellikle 3D baskı teknolojisi ile üretilen restorasyonların diş tedavilerinin geleceğinde sıklıkla yer alacağı düşünülmektedir. Günümüzde frezleme teknolojisi ile süt dişleri için yapılan tam koronal restorasyonlar ve indirek restorasyonlara ait çalışmalar bulunmasına rağmen 3D baskı teknolojisi ile üretilen süt diş restorasyonlarına ait veriler oldukça sınırlıdır (Alhalabi ve ark., 2020; Al-Halabi ve ark., 2021). Son zamanlarda çeşitli firmalar tarafından 3D baskı ile üretilebilecek daimi restorasyonlar için reçineler piyasaya sunulmaktadır. Diş hekimliği alanında 3D baskı yöntem ve reçinelerinin araştırıldığı çalışmalar sıklıkla daimi dişler üzerine yoğunlaşırken, süt dişlerine ait çalışmalar sınırlı sayıdadır. Bu amaçla çalışmanın sınırlamaları dahilinde 3D baskı teknolojilerine ait iki üretim yöntemi kullanılarak üretilen restorasyonların kırılma dayanımları in vitro ortamda değerlendirilmiştir.

Dual cure rezin simanlar hem kimyasal hem de ışıkla sertleşme özelliğini bir arada bulunduran simanlardır (Kassem ve ark., 2011). Işıklı sertleşme özelliği ile

restorasyon hızlı bir şekilde stabilize edilirken, kimyasal sertleşme reaksiyonunun yavaş şekilde devam etmesi sayesinde polimerizasyon büzülmesi azaltılır ve daha iyi bir marjinal uyum sağlanmış olur (Croll ve Helpin, 1996; Addi ve ark., 2002). Ayrıca dual cure rezin simanların çözünürlükleri azdır ve diş dokularına ile çeşitli restoratif materyallere oldukça iyi bağlantı sağlamaktadır (Addi ve ark., 2002; Piwowarczyk ve ark., 2004; Radovic ve ark., 2008). Tüm bunlar göz önünde bulundurulduğunda kronların simantasyonu için; kompozit, seramik ve metal gibi çeşitli yüzeylerde retansiyon sağlama özelliği bulunan, ön işlem gereksinimi olmadan kolaylıkla ve kısa sürede uygulanabilen self adeziv dual cure rezin siman olan kullanılmıştır.

Restorasyonlar ağız içerisinde meydana gelen kuvvetlerin yanı sıra, yeme-içme ve solunum yolu ile ortaya çıkan sıcaklık değişimlerine de maruz kalmaktadır (Gale ve Darvell, 1999). Bu sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla in vitro çalışmalarda termal siklus ile yaşlandırma işlemi sıklıkla uygulanır. Çalışmalarda uygulanan sıcaklıklar genellikle +5°C ile +55 °C arasında değişir (Naumann ve ark., 2009; Clausen ve ark., 2010; Kassem ve ark., 2011). Uygulanan siklus sayısı 1 ile 1 000 000 arasında değişirken, banyolar arası bekleme süresi için 4 sn ile 20 dk arasında çeşitli süreler bildirilmiştir (Gale ve Darvell, 1999). ISO'ya göre yaşlandırma testinin +5°C- +55°C sıcaklıktaki banyolarda 500 siklusta uygulanması uygun bulunmaktadır (ISO - ISO/TS 11405:2003 - Dental Materials — Testing of Adhesion to Tooth Structure, 2003). Türkün ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, termal siklus ile yaşlandırmada banyo sıcaklarının +5°C ve +55°C, banyolarda bekleme süresinin sıklıkla 30 sn ve siklus sayısının 250-500 arası olması gerektiğini bildirmişlerdir (Türkün ve Ergücü, 2004). Literatürde standartlaşmış bir termal siklus protokolü bulunmamakla birlikte çalışmamızda su sıcaklıkları +5°C ve +55°C olan banyolarda, banyolarda bekletme süresi 30 sn ve banyolar arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde 500 kez ısı döngü ile termal siklus işlemi gerçekleştirilmiştir.

Araştırmacılar kırma testinde kullanılan ucun şeklinin ve uygulama açısının kırılma testi sonuçlarını etkileyeceğini bildirmişlerdir (Ulusoy ve ark., 2007; Kist ve ark., 2019). Kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmalarda araştırmacılar test cihazının kuvvet uygulayan ucu için farklı çaplar kullanmışlardır. Kist ve arkadaşlarının zirkon ve PÇK'lerin kırılma yüklerini değerlendirdikleri çalışmalarında 6 mm çapında bir küre kullanmışlardır (Kist ve ark., 2019). Burke ve diğerleri 4 mm

çapında bir kürenin, Stampalia ve diğerleri ise 3.9-5 mm çapındaki kürelerin kullanılmasının uygun olacağını belirtmişlerdir (Stampalia ve ark., 1986; F. J. Burke ve ark., 1993). Çalışmamızda ise örneklere uygulanacak kuvvet için universal test cihazının ucunda 4 mm çapında çelik küre kullanılmıştır. Kist ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kuvvet uygulamak için kullanılan çelik kürenin restorasyona değim noktasını oklüzal yüzeyde santral fossa olarak belirlemişlerdir (Kist ve ark., 2019). Çalışmamızda da kuvvetin santral fossaya gelecek şekilde uygulanmasına dikkat edilmiştir.

Kırılma testi sırasında uygulanacak olan kuvvetin hızının artırılması, örnekte oluşacak çatlakın genişlemesine yeterli zaman oluşturmadan direk kırılmasına sebep olacağından, testin sonucunda yanlış değerler elde edilmesine neden olabilmektedir. Bu nedenle uygulanacak kuvvetin hızının düşük olması tercih edilmektedir (Dérand ve Dérand, 2000; Naumann ve ark., 2009; Al-Akhali ve ark., 2017; Okada ve ark., 2018; Kist ve ark., 2019). Naumann ve ark. çiğneme fonksiyonundaki kuvvete eş değer olarak kırılma testinde 1 mm/dk'lık başlık hızının yeterli olduğunu belirtmişlerdir (Naumann ve ark., 2009). Benzer şekilde çalışmamızda kırılma testinde 1 mm/dk başlık hızı ile kuvvet uygulanmıştır.

SLA ve DLP 3D baskı teknolojileri, diş hekimliğinde en çok kullanılan eklemeli üretim yöntemlerindedir ve diğer 3D baskı teknolojilerine göre yüksek doğruluk ve çözünürlükte üstün detay ve pürüzsüz yüzey özellikleri sunar. SLA baskı daha yüksek hacimli nesnelere yeterli çözünürlükte üretebilen bir teknolojidir, ancak SLA baskıda lazer ışınının tek tek ışıklama hareketinin neden olduğu yavaş polimerizasyon hızı nedeniyle düşük bir baskı hızına sahiptir, bu nedenle üretilen nesne ne kadar büyük olursa, baskının tamamlanma süresi o kadar yavaş olur. DLP baskı, nesnenin katmanlarını polimerize etmek için bir dijital ayna cihazı kullanır, böylelikle her bir katmanın tüm noktalarını aynı anda sertleştirir, bu nedenle yüksek hassasiyette ve daha hızlı üretim yapmaktadır. Ancak, ayna boyutu sınırlı olduğundan yüksek hassasiyet sağlamak için yalnızca küçük boyutlu nesnelere üretilir (Son ve ark., 2021). Frezleme teknolojisinde üretilen nesnenin doğruluğu ise frezin çapına göre belirlenir. Bu nedenle, frez çapından daha küçük olan herhangi bir yüzey detayı aşırı frezleneceğinden restorasyon yüzey doğruluğu dışın doğal yüzey özelliklerini yansıtmaz (Alghazzawi, 2016). 3D baskının katman katman üretimi sayesinde

frezleme teknolojisine göre bu konuda üstün özellik göstererek karmaşık yüzeylerin ince detaylarını mükemmel bir şekilde oluşturur (Alageel ve ark., 2019). Wang ve ark. frezleme teknolojisi ve 3D baskı teknolojisi ile yapılan üretimin yüzey doğruluğuna etkisini araştırdıkları çalışmalarında 3D baskı grubunun frezleme grubundan daha iyi yüzey doğruluğuna sahip olduğunu göstermişlerdir (Wang ve ark., 2019). Yine Son ve arkadaşları benzer şekilde 3D baskı ile üretilen kronların oklüzal yüzey doğruluğunun frezleme teknolojisi ile üretilenlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (Son ve ark., 2021). Al-Halabi, süt dişlerinde 3D baskı ve frezleme teknolojileri ile üretilen kronların 1 yıllık klinik sonuçlarını sunduğu çalışmasında klinik sağ kalım oranları ve diş eti sağlığı açısından 3D baskı kronların daha başarılı olduğunu belirtmiştir (Al-Halabi ve ark., 2021). 3D baskı teknolojileri ile üretilen dental ürünlerin doğruluğu hakkında çok sayıda literatür rapor edilmiş olmasına rağmen, 3D baskı teknikleri arasındaki farkları karşılaştıran çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada üretim yöntemine bağlı olarak SLA ve DLP teknikleri ile üretilen kronların kırılma testinde anlamlı fark bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Kırılmaya karşı en yüksek dayanımı SLA 1.5 mm grubu (1718.30 N) sergilerken en düşük DLP 0.5 mm grubu (1211.13 N) göstermiştir. Aynı kalınlık gruplarını karşılıklı olarak değerlendirdiğimizde SLA baskı tekniği ile üretilen kronlar DLP baskı tekniği ile üretilenlere göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir (Tablo 4.1). Park ve ark. (Park ve ark., 2020) SLA ve DLP baskı ile ürettikleri geçici köprü protezlerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında SLA baskı ile üretilen geçici protezlerin kırılma dirençlerini DLP baskı ile üretilenlerden yüksek bulmuşlardır. Bu sonucu SLA baskı ile üretimde her katmanında tek tek noktasal ışıklama sayesinde katmanlar arası bağın daha güçlü olduğu düşüncesi ile ilişkilendirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde SLA baskı grubu kronların ortalama kırılma dirençlerinin sayısal değerleri DLP baskı grubuna göre daha fazladır.

3D baskı ile üretim yapan bazı teknolojilerde baskı sonrasında ısıl işlem, yıkama ya da cilalama gibi son işlemler uygulanmaktadır (Dawood et al., 2015; Stansbury & Idacavage, 2016). Çalışmamızda kronların üretim aşamasında kullandığımız SLA ve DLP teknolojilerinin her ikisinde de üretim sonrası son işlem olarak yıkama ve son polimerizasyon işlemleri uygulama gerekliliği vardır. SLA baskı ile üretim sonrası kronlara %99 izopropil alkol bulunan banyoda 3 dk yıkama ve 2 kez

60 °C’de 20 dk son polimerizasyon işlemleri uygulanmıştır. DLP baskı sonrası ise kronlar 3 dk boyunca %96’lık etanol kullanılarak ultrasonik cihazı ile temizlenmiş ardından 3 dk %96 etanol bulunan banyoda bekletilmiştir. Son polimerizasyon işlemi için fotopolimerizasyon cihazında 2 kez 1500 ışık atımı ile polimerize edilmiştir. SLA baskı sonrası uygulanan son polimerizasyon işleminde DLP baskı sonrası uygulanana ek olarak ısı uygulanması SLA baskı ile üretilen kronların ortalama kırılma direnci değerlerinin DLP baskı ile üretilenlere göre daha fazla olmasına katkı sağlamış olabilir.

Sağlıklı kişilerde normal fonksiyon esnasındaki çiğneme kuvveti 50 N ile 250 N arasında değişirken, bruksizme sahip kişilerde bu değer 500 N ile 800 N arasında değişeceği belirtilmiştir (Magne ve ark., 2014). Çocuklarda çiğneme kuvvetleri yetişkinlere göre farklılık göstermektedir. Owais ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı dişlenme evrelerinde görülen ısırma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Buna göre erken süt dişlenme evresindeki çocuklarda ortalama 176 N, geç süt dişlenme döneminde 240 N, erken karışık dişlenme evresinde 289 N, geç karışık dişlenme dönemindeki çocuklarda 433 N ve daimi dişlenme dönemindeki çocuklarda 527 N olarak belirlemişlerdir (Owais ve ark., 2013). Kamegai ve arkadaşları da 3-17 yaş arasındaki çocuklarda ısırma kuvvetini değerlendirmişler ve buna göre ortalama ısırma kuvveti değerleri 3-5 yaş arasındaki çocuklarda 196 N, 6-8 yaş arasında 296.3 N, 9-11 yaş arasındaki çocuklarda 393.3 N, 12-14 yaş arasında 480.2 N ve 15-17 yaş arasında 462.3 N olarak belirlemişlerdir (Kamegai ve ark., 2005). Çalışmada test edilen kronların ortalama kırılma direnç değerleri 1211.13 N ile 1718.30 N arasında değişmektedir. SLA ve DLP tekniği ile üretilen her iki gruptaki kronların kırılma dayanımlarından elde edilen bu değerler çocuklardaki oklüzal ısırma kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur.

Geleneksel simanların sıvılarla çözünme özelliğinin bulunması ve adezyon eksikliği sebebiyle zayıf bağlanması nedeniyle günümüzde estetik restorasyonların simantasyonu için rezin simanlar tercih edilmektedir (Hikita ve ark., 2007; Radovic ve ark., 2008; Ling ve ark., 2022). Yüksek elastik modülünü ve düşük çözünürlük gibi fiziksel özellikleri ile rezin simanlar restorasyonların kırılmaya karşı dirençlerini artırmaktadır (Ling ve ark., 2022). Bu durum göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda kronların yapıştırılmasında kullandığımız dual cure adeziv siman gelen

kuvveti bir miktar absorbe etmiş ve kronların kırılma dirençlerini artıracak yönde etki sağlamış olabilir.

Çalışmamızda kullandığımız kırma testinde uygulanan kuvvet statik bir kuvvettir ve restorasyonun sadece tek seferde karşılayabileceği maksimum yük miktarını göstermektedir. Ağız içi kullanımlarda uzun süreli kuvvetlere maruz kalan restorasyonların daha düşük kuvvetlerde başarısızlığa uğrayacağı belirtilmiştir (Magne ve Knezevic, 2009). Bu sebeple konu ile ilgili ileri dönemde yapılacak yeni araştırmalarda, yöntem ve materyal kullanılarak üretilecek restorasyonların ağız içi kullanımları sonucu oluşacak yorulma dirençlerinin değerlendirilmesi ve yorgunluk sonrası kırılma kuvvetinin ne türde ve hangi değerlerde oluşacağını incelenmesi doğru olacaktır. Bu sebeple yapmış olduğumuz in-vitro çalışmaya benzer in vivo çalışmalar ile uzun dönem klinik çalışmalara gereksinim duyulmaktadır. Bu sayede çalışmamızın sonucunda elde ettiğimiz veriler desteklenmiş ve materyalin kullanımına yönelik katkı sağlanmış olacaktır.

Bu çalışmada uyguladığımız kırılma testinden elde edilen sonuçlara ek olarak, çalışmada kullanılan 3D baskı teknolojileri ile üretilecek süt dişi kronlarının birim ücretleri ve kısa üretim süresinin olması avantajlı olarak değerlendirilebilir.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Yapmış olduğumuz in-vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. SLA ve DLP tekniği kullanılarak üretilen kronların kırılma dirençleri değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).
2. Elde edilen sonuçlar, test edilen tüm grupların kırılma dayanımlarının, süt dişi koronal restorasyonu için yeterli olduğunu göstermektedir.
3. Yeni materyaller olan 3D baskı yazıcıları ve reçineleri ile üretilen 0,5 mm incelikteki kronlarının dahi çocuklardaki çiğneme kuvvetlerine dirençli olduğu söylenebilir.
4. 3D baskı yazıcılarının ve reçinelerinin gelişimi ile birlikte çocuk hastalarda anatomik formu dişe özel, daha estetik ve oldukça ekonomik restorasyonlar kısa sürede üretilebilir ve klinik uygulamada diğer koronal restorasyonlara alternatif bir tedavi seçeneği olabilir.

Süt dişlerinde 3D baskı teknolojileri ile üretilen restorasyonlara yönelik çalışmaların yetersiz olduğu göz önünde bulundurulduğunda konu ile ilgili in vivo çalışmalara ve materyallerin klinik kullanım sonuçlarını gösteren klinik çalışmalara da ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7.KAYNAKLAR

- AAPD / *Pediatric Restorative Dentistry*. (2019). <https://www.aapd.org/research/oral-health-policies--recommendations/pediatric-restorative-dentistry/>
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014, 783948–783948. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Addi, S., Hedayati-Khams, A., Poya, A., & Sjögren, G. (2002). Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *Journal of Dentistry*, 30(1), 53–58. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(01\)00059-8](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(01)00059-8)
- Agrawal, H. (2020). Stainless Steel Crown: A Review Article. In *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology* (Vol. 14, Issue 4).
- Aimar, A., Palermo, A., & Innocenti, B. (2019). The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/5340616>
- Al-Akhali, M., Chaar, M. S., Elsayed, A., Samran, A., & Kern, M. (2017). Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 74, 245–250. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.013>
- Al-Halabi, M. N., Bshara, N., Comisi, J. C., & Nassar, J. A. (2020). Evaluation of Fracture Resistance Force in Three Types of Primary Molar Crowns: Milled by CAD\CAM, 3D Dental Printed, and Composite Celluloid Crowns. *European Dental Research and Biomaterials Journal*, 1(02), 33–39. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1716944>
- Al-Halabi, M. N., Bshara, N., Nassar, J. A., Comisi, J. C., & Alawa, L. (2021). Comparative assessment of novel 3D printed resin crowns versus direct celluloid crowns in restoring pulp treated primary molars. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 101664. <https://doi.org/10.1016/J.JEBDP.2021.101664>
- Al-Halabi, M. N., Bshara, N., Nassar, J. A., Comisi, J. C., & Rizk, C. K. (2021). Clinical Performance of Two Types of Primary Molar Indirect Crowns Fabricated by 3D Printer and CAD/CAM for Rehabilitation of Large Carious Primary Molars. *European Journal of Dentistry*, 15(03), 463–468. <https://doi.org/10.1055/S-0040-1721905>
- Alageel, O., Wazirian, B., Tamimi, F, Almufleh, B., Alageel, O., Wazirian, B., Almufleh, B., & Tamimi, F. (2019). Fabrication of Dental Restorations Using Digital Technologies: Techniques and Materials. *Digital Restorative Dentistry*, 55–91. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-15974-0\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-030-15974-0_4)
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for

practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.  
<https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2016.01.003>

- Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(5), 474–484.  
<https://doi.org/10.11607/ijp.5079>
- Anusavice, K., & Brantley, W. (2003). Physical properties of dental materials | CiNii Research. In I. K. J. A (Ed.), *Phillips' Science of Dental Materials* (p. 57).  
<https://cir.nii.ac.jp/crid/1574231876121285632>
- Arcaute, K., Mann, B. K., & Wicker, R. B. (2006). Stereolithography of three-dimensional bioactive poly(ethylene glycol) constructs with encapsulated cells. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(9), 1429–1441.  
<https://doi.org/10.1007/S10439-006-9156-Y>
- Azari, A., & Nikzad, S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 216–225.  
<https://doi.org/10.1108/13552540910961946/FULL/PDF>
- Babaji, P. (2015). Crowns in Pediatric Dentistry. In *Crowns in Pediatric Dentistry*. jaypee. <https://doi.org/10.5005/JP/BOOKS/12442>
- Bakke, M. (2006). Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12(2), 120–126. <https://doi.org/10.1053/J.SODO.2006.01.005>
- Ban, S., & Anusavice, K. J. (1990). Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1791–1799.  
<https://doi.org/10.1177/00220345900690120201>
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163.  
<https://doi.org/10.1111/JOPR.12510>
- Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(4), 96–104.  
<https://europepmc.org/articles/PMC4409808>
- Bártolo, P. J., Almeida, H. ., Rezende, R. A., Laoui, T., & Bidanda, B. (2008). *Virtual Prototyping & Bio Manufacturing in Medical Applications*.
- Basir, L., Meshki, R., Behbudi, A., & Rakhshan, V. (2019). Effects of Restoring the Primary Dentition with Stainless-Steel Crowns on Children's Salivary Nickel and Chromium Levels, and the Associations with Saliva pH: a Preliminary Before-After Clinical Trial. *Biological Trace Element Research*, 187(1), 65–73.  
<https://doi.org/10.1007/s12011-018-1376-0>

*Bego Implant | Varseo XS*. (n.d.). Retrieved April 25, 2022, from

<https://www.bego.com.tr/kategori/3d-dental-printer/varseo-xs>

- BEGO VarseoSmile Crown plus*. (n.d.). Retrieved April 25, 2022, from <https://www.crea3d.com/en/bego-resins/829-1605-bego-varseosmile-crown-plus.html>
- Belduz Kara, N., & Yılmaz, Y. (2014). Assessment of oral hygiene and periodontal health around posterior primary molars after their restoration with various crown types. *International Journal of Paediatric Dentistry*, *24*(4), 303–313. <https://doi.org/10.1111/IPD.12074>
- Berland, L., & Williams, M. (2004). *CASE PRESENTATION CAD/CAM Technology Gives Us More to Smile About*.
- Bertol, L. S., Júnior, W. K., Silva, F. P. da, & Aumund-Kopp, C. (2010). Medical design: Direct metal laser sintering of Ti–6Al–4V. *Materials & Design*, *31*(8), 3982–3988. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2010.02.050>
- Bibb, R., & Brown, R. (2000). The application of computer aided product development techniques in medical modelling topic: rehabilitation and prostheses. *Biomedical Sciences Instrumentation*, *36*, 319–324. <https://europepmc.org/article/med/10834252>
- Burke, E. J., & Qualtrough, A. J. (1994). Aesthetic inlays: composite or ceramic? *British Dental Journal* *1994 176:2*, *176*(2), 53–60. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4808363>
- Burke, F. J. T. (1999). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dental Materials*, *15*(5), 359–362. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00057-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00057-3)
- Burke, F. J., Wilson, N. H., & Watts, D. C. (1993). The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Operative Dentistry*, *18*(6), 230–236. <https://europepmc.org/article/med/8152995>
- Carranza, F., & Garcia-Godoy, F. (1999). Esthetic restoration of primary incisors. *American Journal of Dentistry*, *12*(2), 55–58. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10477982/>
- Choi, J. W., Song, E. J., Shin, J. H., Jeong, T. S., & Huh, J. B. (2017). In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. *Materials*, *10*(12), 1–12. <https://doi.org/10.3390/ma10121410>
- Chou, W.-T., Chuang, C.-C., Wang, Y.-B., & Chiu, H.-C. (2021). Comparison of the internal fit of metal crowns fabricated by traditional casting, computer numerical control milling, and three-dimensional printing. *PLOS ONE*, *16*(9), e0257158. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0257158>
- Chua, C., Leong, K., & Lim, C. (2003). *Rapid Prototyping: Principal and Applications*.
- Clark, L., Wells, M. H., Harris, E. F., & Lou, J. (2016). Comparison of Amount of

Primary Tooth Reduction Required for Anterior and Posterior Zirconia and Stainless Steel Crowns. *Pediatric Dentistry*, 38(1), 42–46.  
<https://europepmc.org/article/med/26892214>

- Clausen, J. O., Abou Tara, M., & Kern, M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, 26(6), 533–538. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.01.011>
- Costa, L., Vilar, R., Reti, T., & Deus, A. M. (2005). Rapid tooling by laser powder deposition: Process simulation using finite element analysis. *Acta Materialia*, 53(14), 3987–3999. <https://doi.org/10.1016/J.ACTAMAT.2005.05.003>
- Croll, T., Epstein, D., & Castaldi, C. (2003). Marginal adaptation of stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 25(3), 249–252.  
<https://europepmc.org/article/med/12889701>
- Croll, T., & Helpin, M. (1996). Preformed resin-veneered stainless steel crowns for restoration of primary incisors. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 27(5), 309–313. <https://europepmc.org/article/med/8941812>
- Damon, A., Clifton, W., Valero-Moreno, F., & Quinones-Hinojosa, A. (2020). Cost-Effective Method for 3-Dimensional Printing Dynamic Multiobject and Patient-Specific Brain Tumor Models: Technical Note. *World Neurosurgery*, 140, 173–179. <https://doi.org/10.1016/J.WNEU.2020.04.184>
- Das, L., Sarkar, A., Pal, H., Adak, A., Saha, S., & Sarkar, S. (2019). Rapid Prototyping: A Future of Modern Dentistry. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 18(4), 8–14.
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570, ix.  
<https://doi.org/10.1016/J.CDEN.2011.02.011>
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529.  
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, 37(2), 336–350.  
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2020.11.030>
- Demirel, A., Bezgin, T., Akaltan, F., & Sari, Ş. (2017). Resin Nanoceramic CAD/CAM Restoration of the Primary Molar: 3-Year Follow-Up Study. *Case Reports in Dentistry*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/3517187>
- Dérand, P., & Dérand, T. (2000). Bond Strength of Luting Cements to Zirconium Oxide Ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131–135.  
[http://www.quintpub.com/userhome/ijp/ijp\\_13\\_2\\_derand\\_11.pdf](http://www.quintpub.com/userhome/ijp/ijp_13_2_derand_11.pdf)

- Donly, K. J., & García-Godoy, F. (2002). The use of resin-based composite in children. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 480–488. <https://doi.org/10.2/JQUERY.MIN.JS>
- Doyle, W. (1979). A new preparation for primary incisor jackets. *Pediatr Dent*, 38–40.
- Drummond, B. K. (1993). Restoration of primary anterior teeth with composite crowns. *The New Zealand Dental Journal*, 89(397), 92–95. <https://europepmc.org/article/med/8355907>
- Durr, D., Ashrafi, M., & Duncan, W. (1982). A study of plaque accumulation and gingival health surrounding stainless steel crowns. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 49(5), 343–346. <https://europepmc.org/article/med/6957424>
- Einwag, J., & Dünninger, P. (1996). Stainless steel crown versus multisurface amalgam restorations: An 8-year longitudinal clinical study. *Quintessence International*, 27(5), 321–323.
- El-Damanhoury, H. M., Haj-Ali, R. N., & Platt, J. A. (2014). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201–210. <https://doi.org/10.2341/13-143-L>
- Etemad-Shahidi, Y., Qallandar, O. B., Evenden, J., Alifui-Segbaya, F., & Ahmed, K. E. (2020). Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine* 2020, Vol. 9, Page 3357, 9(10), 3357. <https://doi.org/10.3390/JCM9103357>
- Fellagh, H. F. (2016). *Evaluation of full coronal esthetic restorations in primary incisors: clinical success, parental satisfaction, in vitro fracture resistance and bacterial adhesion*. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/340228>
- Ferreira, M. C., & Vieira, R. S. (2008). Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 36(5), 322–325. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2008.01.016>
- Flegler, S., Heckman Jr, J. W., & Klomparens, K. L. (1993). Scanning and transmission electron microscopy: an introduction. *Oxford University Press(UK)*.
- Form 3B - Btech Innovation*. (n.d.). Retrieved April 25, 2022, from <https://www.btech.com.tr/tr/form-3b/>
- Gaintantzopoulou, M. D., Gopinath, V. K., & Zinelis, S. (2017). Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1063–1070. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1848-6>
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00037-2)

- Garg, V., Panda, A., Shah, J., Panchal, P., & Graduate Student, P. (2016). CROWNS IN PEDIATRIC DENTISTRY: A REVIEW. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* /Vol, 4, 2.
- Goldberg, M. (2017). Annals of Pediatrics & Child Health Cite this article: Goldberg M (2017) Deciduous Tooth and Dental Caries. In *Ann Pediatr Child Health* (Vol. 5, Issue 1).
- Goldstein, J. I., Newbury, D. E., Michael, J. R., Ritchie, N. W. M., Scott, J. H. J., & Joy, D. C. (2017). Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis. *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*, 1–550. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-6676-9>
- Görücü, J. (2003). Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations. *Journal of Dentistry*, 31(1), 83–88. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(02\)00123-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(02)00123-9)
- Grosso, F. C. (1987). Primary anterior strip crowns: a new approach. *The Journal of Pedodontics*, 11(2), 182–186. <https://europepmc.org/article/med/3546663>
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2004.07.001>
- Guelmann, M., Jodi Fair Clara Turner, D., & Frank, D. J. (2002). Guelmann et al. 217 Emergency pulpotomies. *Pediatric Dentistry*, 24.
- Harvey, C. K., & Kelly, J. R. (1996). Contact Damage as a Failure Mode During In Vitro Testing. *Journal of Prosthodontics*, 5(2), 95–100. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.1996.TB00281.X>
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4–9. <https://doi.org/10.1067/MPR.2002.126794>
- Helle, A., Tulensalo, T., & Ranta, R. (1983). Maximum bite force values of children in different age groups. *Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran Toimituksia*, 79(4), 151–154. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90318-x](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90318-x)
- Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T., Lambrechts, P., & Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23(1), 71–80. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2005.12.002>
- Humphrey, W. (1950). Uses of chrome-steel crown in children dentistry. *Dent Surv*, 26, 945–949. <https://ci.nii.ac.jp/naid/10014977162>
- Innes, N. P. T., Ricketts, D., Chong, L. Y., Keightley, A. J., Lamont, T., & Santamaria, R. M. (2015). Preformed crowns for decayed primary molar teeth.

*Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2015(12).  
[https://doi.org/10.1002/14651858.CD005512.PUB3/MEDIA/CDSR/CD005512/IMAGE\\_N/NCD005512-CMP-003-02.PNG](https://doi.org/10.1002/14651858.CD005512.PUB3/MEDIA/CDSR/CD005512/IMAGE_N/NCD005512-CMP-003-02.PNG)

Innes, N. P. T., Ricketts, D. N. J., & Evans, D. J. P. (2007). Preformed metal crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 1. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD005512.PUB2/INFORMATION/EN>

ISO/ASTM. (2016). *Additive Manufacturing—General Principles—Part 2: Overview of Process Categories and Feedstock*. (pp. 17296–2). <https://www.beuth.de/de/norm/din-en-iso-17296-2/262539817>

ISO/ASTM. (2017). *Additive Manufacturing—General Principles—Terminology* (p. 52900).

ISO - ISO/TS 11405:2003 - Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure. (2003). International Organization for Standardization. <https://www.iso.org/standard/31486.html>

Jawahar, A., & Maragathavalli, G. (2019). Applications of 3D printing in dentistry - A review. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 11(5), 1670–1675. <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L2002200377>

Johnson, A. C., Versluis, A., Tantbirojn, D., & Ahuja, S. (2014). Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(2), 107–114. <https://doi.org/10.1016/J.JPOR.2014.01.001>

Kamegai, T., Tatsuki, T., Nagano, H., Mitsuhashi, H., Kumeta, J., Tatsuki, Y., Kamegai, T., & Inaba, D. (2005). A determination of bite force in northern Japanese children. *European Journal of Orthodontics*, 27(1), 53–57. <https://doi.org/10.1093/EJO/CJH090>

Karaca, S., Ozbay, G., & Kargul, B. (2013). Primary Zirconia Crown Restorations for Children with Early Childhood Caries. *Acta Stomatologica Croatica : International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, 47(1), 64–71. <https://doi.org/10.15644/ASC47/1/6>

Kassem, A. S., Atta, O., & El-Mowafy, O. (2011). Combined effects of thermocycling and load-cycling on microleakage of computer-aided design/computer-assisted manufacture molar crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 24(4), 376–378. <https://europepmc.org/article/med/21716977>

Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652–661. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70103-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70103-4)

Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D Printing in Dentistry—State of the Art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40. <https://doi.org/10.2341/18-229-L>

- Kilpatrick, N. M. (1993). Durability of restorations in primary molars. *Journal of Dentistry*, 21(2), 67–73. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(93\)90148-J](https://doi.org/10.1016/0300-5712(93)90148-J)
- Kim, S. Y., Shin, Y. S., Jung, H. D., Hwang, C. J., Baik, H. S., & Cha, J. Y. (2018). Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(1), 144–153. <https://doi.org/10.1016/J.AJODO.2017.05.025>
- Kist, S., Stawarczyk, B., Kollmuss, M., Hickel, R., & Huth, K. C. (2019). Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *European Journal of Oral Sciences*, 127(4), 369–375. <https://doi.org/10.1111/eos.12645>
- Kruth, J. P., Levy, G., Klocke, F., & Childs, T. H. C. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals*, 56(2), 730–759. <https://doi.org/10.1016/J.CIRP.2007.10.004>
- Lee, J. K. (2002). Restoration of primary anterior teeth: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 506–510. <https://europepmc.org/article/med/12412966>
- Ling, L., Ma, Y., Chen, Y., & Malyala, R. (2022). Physical, Mechanical, and Adhesive Properties of Novel Self-Adhesive Resin Cement. *International Journal of Dentistry*, 2022, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2022/4475394>
- Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 26(7), 507–508, 510, 512 passim; quiz 517, 527. <https://europepmc.org/article/med/16060380>
- Magne, P., Carvalho, A. O., Bruzi, G., Anderson, R. E., Maia, H. P., & Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry*, 39(6), 595–602. <https://doi.org/10.2341/13-004-L>
- Magne, P., & Knezevic, A. (2009). Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental Materials*, 25(10), 1264–1268. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.05.007>
- Messer, L. B., & Levering, N. . (1988). *The durability of primary molar restorations: II. Observations and predictions of success of stainless steel crowns - PubMed*. *Pediatr Dent*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3269527/>
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56. <https://doi.org/10.4012/DMJ.28.44>

- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2013.09.013>
- Mortada, A., & King, N. (2004). A simplified technique for the restoration of severely mutilated primary anterior teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 28(3), 187–192. <https://doi.org/10.17796/JCPD.28.3.2554XV412644RU13>
- Mourouzis, P., Arhakis, A., & Tolidis, K. (2019). Computer-aided Design and Manufacturing Crown on Primary Molars: An Innovative Case Report. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 12(1), 76–79. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1591>
- Murphy, C. A., Lim, K. S., & Woodfield, T. B. F. (2022). Next Evolution in Organ-Scale Biofabrication: Bioresin Design for Rapid High-Resolution Vat Polymerization. *Advanced Materials*, 2107759. <https://doi.org/10.1002/ADMA.202107759>
- Naumann, M., Metzdorf, G., Fokkinga, W., Watzke, R., Sterzenbach, G., Bayne, S., & Rosentritt, M. (2009). Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(4), 299–312. <https://doi.org/10.1111/J.1365-2842.2009.01940.X>
- Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayr, M., Janjic, K., Müller, A. S., & Agis, H. (2018). 3D printing-Encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6(NOV), 172. <https://doi.org/10.3389/FBIOE.2018.00172/BIBTEX>
- Odman, P., & Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 504–509. <https://europepmc.org/article/med/12066695>
- Oguz, E. I., Bezgin, T., Orhan, A. I., & Orhan, K. (2021). Comparative Evaluation of Adaptation of Esthetic Prefabricated Fiberglass and CAD/CAM Crowns for Primary Teeth: Microcomputed Tomography Analysis. *BioMed Research International*, 2021. <https://doi.org/10.1155/2021/1011661>
- Okada, R., Asakura, M., Ando, A., Kumano, H., Ban, S., Kawai, T., & Takebe, J. (2018). Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(3), 287–292. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2017.10.003>
- Owais, A., Shaweesh, M., & Abu Alhaija, E. (2013). Maximum occusal bite force for children in different dentition stages. *European Journal of Orthodontics*, 35(4), 427–433. <https://doi.org/10.1093/EJO/CJS021>
- Palin, W., & Burke, F. J. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM

technology. *Dental Update*, 32(10), 566–572.  
<https://doi.org/10.12968/DENU.2005.32.10.566>

- Papathanasiou, A. G., Curzon, M. E., & Fairpo, C. G. (1994). The influence of restorative material on the survival rate of restorations in primary molars. *Pediatric Dentistry*, 16(4), 282–288. <https://europepmc.org/article/med/7937261>
- Park, S. M., Park, J. M., Kim, S. K., Heo, S. J., & Koak, J. Y. (2020). Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials*, 13(18), 1–14. <https://doi.org/10.3390/ma13183970>
- Parker, M. W. (1993). THE SIGNIFICANCE OF OCCLUSION IN RESTORATIVE DENTISTRY. *Dental Clinics of North America*, 37(3), 341–351.  
[https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)00257-9](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)00257-9)
- Permanent Crown Resin - Formlabs | Filament2Print*. (n.d.). Retrieved April 25, 2022, from <https://filament2print.com/gb/dental-medicine/1214-permanent-crown-resin-formlabs.html>
- Petersen, P. E. (2003). The World Oral Health Report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century – the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 31(SUPPL. 1), 3–24. <https://doi.org/10.1046/J..2003.COM122.X>
- Pillai, S., Upadhyay, A., Khayambashi, P., Farooq, I., Sabri, H., Tarar, M., Lee, K. T., Harb, I., Zhou, S., Wang, Y., & Tran, S. D. (2021). Dental 3d-printing: Transferring art from the laboratories to the clinics. In *Polymers* (Vol. 13, Issue 1, pp. 1–25). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/polym13010157>
- Piwoarczyk, A., Lauer, H. C., & Sorensen, J. A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 265–273.  
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2004.06.027>
- Planells Del Pozo, P., & Fuks, A. (2014). Zirconia crowns--an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(3), 193–195.  
<https://doi.org/10.17796/JCPD.38.3.0255Q84JT2851311>
- Pomarico, L., Neves, B. G., Maia, L. C., & Primo, L. G. (2011). Long-Term Clinical Performance of Aesthetic Restorations in Primary Molars: A Case Report. *Case Reports in Dentistry*, 2011, 1–5. <https://doi.org/10.1155/2011/515713>
- Pröbster, L. (1996). Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(3), 147–151.  
<https://doi.org/10.1111/J.1365-2842.1996.TB01225.X>
- Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials*, 5(1), 110–115.  
<https://doi.org/10.1016/J.BIOACTMAT.2019.12.003>

- Rabêlo, R. T. S., Caldo-Teixeira, A. S., & Puppini-Rontani, R. M. (2005). An alternative aesthetic restoration for extensive coronal destruction in primary molars: Indirect restorative technique with composite resin. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 29(4), 277–281. <https://doi.org/10.17796/jcpd.29.4.03j1681317015260>
- Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., & Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251–258. <https://europepmc.org/article/med/18792695/reload=0>
- Randall, R. C. (2002). Randall 489 Preformed metal crowns. In *Pediatric Dentistry* (Vol. 24).
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12801>
- Roberts, C., Lee, J. Y., & Wright, J. T. (2001). Clinical evaluation of and parental satisfaction with resin-faced stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 23(1), 28–31.
- Roberts, J. F., Attari, N., & Sherriff, M. (2005). The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *British Dental Journal* 2005 198:7, 198(7), 427–431. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4812197>
- Romero, M., Saez, M., & Cabrerizo, C. (2001). Restoration of a fractured primary incisor. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 25(4), 255–258. <https://doi.org/10.17796/JCPD.25.4.8474180H3W521325>
- Sadat, S., Pishbin, L., Azhari, S. H., & Moosazadeh, M. (2015). Impact of Oral and Dental Health on Children's and Parents' Quality of Life Based on Early Childhood Oral Health Impact Scale (ECOHIS) Index. *International Journal of Dental Sciences and Research*, 3(2), 28–31. <https://doi.org/10.12691/ijdsr-3-2-2>
- Saghiri, M. A., Asgar, K., Lotfi, M., Karamifar, K., Saghiri, A. M., Neelakantan, P., Gutmann, J. L., & Sheibaninia, A. (2012). Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. [Http://Dx.DoI.Org/10.3109/00016357.2011.645057](http://Dx.DoI.Org/10.3109/00016357.2011.645057), 70(6), 603–609. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.645057>
- Şahin, İ. (2018). *Süt dişlerinde hazır zirkonyum kuronların kırılma dirençlerinin ve klinik başarısının değerlendirilmesi* [Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi]. <http://acikerisim.akdeniz.edu.tr/handle/123456789/4195>
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials*. Elsevier/Mosby.
- Santos, E. C., Shiomi, M., Osakada, K., & Laoui, T. (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools*

- and Manufacture*, 46(12–13), 1459–1468.  
<https://doi.org/10.1016/J.IJMACHTOOLS.2005.09.005>
- Schreiner, R. F., Chappell, R. P., Glaros, A. G., & Eick, J. D. (1998). Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental Materials*, 14(3), 194–201.  
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(98\)00030-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(98)00030-X)
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.  
<https://doi.org/10.3390/JCM10092010>
- Seale, N. S., & Randall, R. (2015). The use of stainless steel crowns: a systematic literature review. *Pediatric Dentistry*, 37(2), 145–160.  
<https://europepmc.org/article/med/25905656>
- Shah, P., Racasan, R., & Bills, P. (2016). Comparison of different additive manufacturing methods using computed tomography. *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, 6, 69–78.  
<https://doi.org/10.1016/J.CSNDT.2016.05.008>
- Silva, N. R. F. A., Witek, L., Coelho, P. G., Thompson, V. P., Rekow, E. D., & Smay, J. (2011). Additive CAD/CAM Process for Dental Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 93–96. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2010.00623.X>
- Sohrabi, M., Ghadimi, S., & Seraj, B. (2019). Comparison of Microleakage of Pedo Jacket Crowns and Stainless Steel Crowns Cemented with Different Cements. *Frontiers in Dentistry*, 16(1), 31. <https://doi.org/10.18502/FID.V16I1.1106>
- Son, K, Lee, J.-H., & Lee, K.-B. (2021). Comparison of Intaglio Surface Trueness of Interim Dental Crowns Fabricated with SLA 3D Printing, DLP 3D Printing, and Milling Technologies. *Healthcare 2021*, Vol. 9, Page 983, 9(8), 983.  
<https://doi.org/10.3390/HEALTHCARE9080983>
- Son, Keunbada, Lee, J.-H., & Lee, K.-B. (2021). Comparison of Intaglio Surface Trueness of Interim Dental Crowns Fabricated with SLA 3D Printing, DLP 3D Printing, and Milling Technologies. *Healthcare 2021*, Vol. 9, Page 983, 9(8), 983. <https://doi.org/10.3390/HEALTHCARE9080983>
- Stampalia, L. L., Nicholls, J. I., Brudvik, J. S., & Jones, D. W. (1986). Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(6), 694–698. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90445-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90445-2)
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64.  
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.09.018>
- Stewart, R. E., Luke, L. S., & Pike, A. R. (1974). Preformed polycarbonate crowns for the restoration of anterior teeth. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 88(1), 103–107. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1974.0018>

- Sürmen, H. K. (2019). EKLEMELİ İMALAT (3B BASKI): TEKNOLOJİLER VE UYGULAMALAR. *Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering*, 24(2), 373–392. <https://doi.org/10.17482/UUMFD.519147>
- Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., & Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529–535. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(00\)00030-0](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(00)00030-0)
- Tote, J. V, Godhane, A., Das, G., Soni, S., Jaiswal, K., & Vidhale, G. (2015). Posterior Esthetic Crowns in Pediatric Dentistry. *Int J Dent Med Res*, 1(6), 197–201.
- Townsend, J. (2014). *In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars - PubMed*. *Pediatr Dent*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25303499/>
- Türkün, Ş., & Ergücü, Z. (2004). *Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. <https://dergipark.org.tr/en/pub/gazidis/issue/27791/293793>
- Tyagi, R., Kalra, N., Khatri, A., Kulood, M. K., & Garg, N. (2022). Three-dimensional printing: Fine-tuning of the face of pediatric dentistry. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 13(1), 25. [https://doi.org/10.4103/SRMJRDS.SRMJRDS\\_6\\_22](https://doi.org/10.4103/SRMJRDS.SRMJRDS_6_22)
- Ulusoy, Ö. I. A., Genç, Ö., Arslan, S., Alaçam, T., & Görgül, G. (2007). Fracture resistance of roots obturated with three different materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(5), 705–708. <https://doi.org/10.1016/J.TRIPLEO.2007.07.013>
- Usha, M., Deepak, V., Venkat, S., & Gargi, M. (2007). Treatment of severely mutilated incisors: A challenge to the pedodontist. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 25(SUPPL. 5), 34–36. <https://www.jisppd.com/article.asp?issn=0970-4388;year=2007;volume=25;issue=5;spage=34;epage=36;aulast=usha>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.10.014>
- Vásquez, V., Özcan, M., Nishioka, R., Souza, R., Mesquita, A., & Pavanelli, C. (2008). Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental Materials Journal*, 27(1), 7–15. <https://doi.org/10.4012/DMJ.27.7>
- Veligdan, J. T., Beiser, L., Biscardi, C., Brewster, C., & DeSanto, L. (1997). Polyplanar optical display. <https://doi.org/10.1117/12.277012>, 3057, 320–330. <https://doi.org/10.1117/12.277012>
- Villalta, P., Oliveira, L. B., Imparato, J. C. P., & Rodrigues, C. R. M. D. (2006). Indirect composite onlay restorations in primary molars: A clinical report.

- Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 31(1), 17–20.  
<https://doi.org/10.17796/jcpd.31.1.h2617641215h1101>
- Von Steyern, P. V., Ebbesson, S., Holmgren, J., Haag, P., & Nilner, K. (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(9), 682–689.  
<https://doi.org/10.1111/J.1365-2842.2005.01604.X>
- Waggoner, W. F., & Cohen, H. (1995). Failure strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 17(1), 36–40.  
<https://europepmc.org/article/med/7899100>
- Waggoner, W., & Nelson, T. (2019). Restorative Dentistry for the Primary Dentition. *Pediatric Dentistry*, 304-328.e3. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-60826-8.00022-5>
- Waggoner, W.F. (2005). *Restorative Dentistry for Primary Dentition*. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Trough Adolescence* (J. Pinkham, P. Casamassimo, F. J. HW, D. McTigue, & A. Nowak (Eds.)).
- Waggoner, William F. (2002). Restoring primary anterior teeth. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 511–516. <https://europepmc.org/article/med/12412967>
- Wang, W., Yu, H., Liu, Y., Jiang, X., & Gao, B. (2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 285–291. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.04.012>
- Zeng, K., Oden, A., & Rowcliffe, D. (1996). *Flexure tests on dental ceramics*. Int J. Prosthodont. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9108743/>
- Zimmerman, J. A., Feigal, R. J., Till, M. J., & Hodges, J. S. (2009). Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. *Pediatric Dentistry*, 31(1), 63–70. <https://europepmc.org/article/med/19320262>
- Zimmermann, M., Ender, A., Egli, G., Özcan, M., & Mehl, A. (2019). Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clinical Oral Investigations*, 23(6), 2777–2784.  
<https://doi.org/10.1007/S00784-018-2717-2/TABLES/3>

## 8.EKLER



T.C. ORDU ÜNİVERSİTESİ - Ordu  
Üniversitesi Rektörlüğü - Tıp Fakültesi  
Diyadiniz  
17.03.2022 14:29  
Sayı: 01120266-800.E.0682568  
0000682588

**T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI**

Toplantı Tarihi	Toplantı Sayısı	Toplantı Saati	Karar Sayısı
17.12.2021	25	15.30	283

Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu, "Klinik Araştırmalar ve Biyoyararlanım/Biyoeşdeğerlik Çalışmaları Etik Kurullarının Standart Çalışma Yöntemi Esasları" 11.2.1 maddesi uyarınca Etik Kurul Başkanı Doç. Dr. Ahmet KARATAŞ başkanlığında toplanarak aşağıdaki kararları almıştır.

### KARAR NO: 2021/283

Sorumlu yürütücü Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK'in 2021 yılında sunduğu KAEK 61 No ile kayda alınan ve etik kurulumuzun 04.03.2021 tarihli 2021/60 sayılı kararı ile kabul edilen "Süt Dişleri İçin 3D ve CAD/CAM Sistemlerinde Farklı Kalınlıklarda Üretilen Restorasyonların Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi" araştırma başlığının değiştirilmesi isteğine ilişkin yürütücünün 13.12.2021 tarihli dilekçesinde bildirilmektedir.

Yapılan incelemede; söz konusu çalışma başlığının "Süt Dişlerinde 3D Baskı Teknolojisi ile Farklı Kalınlıklarda Üretilen Restorasyonların Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi" olarak değiştirilmesinin, güncel başvuru formunun yürütücü tarafından etik kurulumuza iletilmesi için adı geçen öğretim üyesine tebliğine aşağıda imzası bulunanların oybirliği ile karar verildi.

**e-İmzalıdır**  
**Doç. Dr. Ahmet KARATAŞ**  
Ordu Üniversitesi  
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : Nilge SARİMEHMETOĞLU

**Yabancı Dili** : İngilizce

### Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Ondokuz Mayıs Üniversitesi	2018-2014
Uzmanlık	Pedodonti (Çocuk Diş Hekimliği)	Ordu Üniversitesi	2019-2022

### İş Deneyimi :

Görev	Görev Yeri	Yıl
Diş Hekimi	Güce İlçe Devlet Hastanesi / GİRESUN	2015-2019

### Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Sarımehmetoğlu N, Şimşek H, ‘Erken Karışık Dişlenme Dönemindeki Dişsel Ön Çapraz Kapanışın Tedavisi : Olgu serisi’ Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 2022. (Sözlü Bildiri)

### Yayınlar

1. Büyük, S.K., Şimşek, H., Hatal, S., Sarımehmetoğlu, N., Odabaşı, D. Comparison of mini-screw-assisted rapid maxillary expansion in adolescents with different body mass indices: a prospective clinical study. Aust Orthod J 2022; 38: 41 - 50. DOI: 10.21307/aoj-2022.005