

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÖNTEMLER İLE ÜRETİLMİŞ GEÇİCİ
RESTORASYONLARDA: DİJİTAL OLARAK; UYUM, DOĞRULUK,
KARARLILIK VE OKLUZAL AŞINMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ:
İN-VİTRO ÇALIŞMA**

DT. SUAT GÜNGÖR

UZMANLIK BİTİRME TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi MEHMET ESAD GÜVEN

KONYA 2022

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi SUAT GÜNGÖR' ün ‘ **Farklı Yöntemler ile Üretilmiş Geçici Restorasyonlarda: Dijital Olarak; Uyum, Doğruluk, Kararlılık ve Okluzal Aşınmanın Değerlendirilmesi: İn-Vitro Çalışma**’ başlıklı tezi tarafımdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Bitirme Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / Gün Ay Yıl

Tez Danışmanı/ Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Esad GÜVEN

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Tuğrul SARI

İstanbul Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:

Suat GÜNGÖR

İmzası:

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecimde tecrübe ve bilgilerini benimle paylaşan, sorularımı her zaman sabırla cevaplayan, tez sürecimin her aşamasında bana yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Esad GÜVEN'e

Tezime katkılarından dolayı sayın Prof. Dr. Tuğrul Sarı'ya,

Eğitim sürecimde desteklerini esirgemeyen sayın hocalarım Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR, Dr. Öğr. Üyesi Begüm BÜYÜKERKMEN, Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN ve Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Gökberkkaan DEMİREL'e,

Çalışmaktan keyif aldığım mesai arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde çok büyük emekleri olan, sevgi ve desteklerini her zaman hissettiğim, haklarımı asla ödeyemeyeceğim değerli aileme,

Yıllardır olduğu gibi bu süreçte de sevgisi ve sabrı ile her zaman yanımda olan, eğitim sürecimde en az benim kadar çabalayan, koşulsuz sağladığı desteğiyle zorlukları aşabildiğim çok kıymetli hayat arkadaşım Dt. Rabia KIVANÇ GÜNGÖR'e teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

1.	GİRİŞ	1
2.	GENEL BİLGİLER	2
2.1.	<i>Geçici Restorasyonlar</i>	2
2.2.	<i>Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması</i>	4
2.2.1.	<i>Üretim Tiplerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması</i>	4
2.2.1.1.	<i>Prefabrike Kuronlar (Hazır Geçici Kuronlar)</i>	4
2.2.1.2.	<i>Kişiyeye Özel Olarak Yapılan Geçici Restorasyonlar</i>	5
2.2.2.	<i>Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması</i>	6
2.2.3.	<i>Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması</i>	7
2.3.	<i>Geçici Restorasyonların Kullanım Alanları</i>	7
2.3.1.	<i>Laminate Veneer</i>	7
2.3.2.	<i>İnley</i>	7
2.3.3.	<i>Full Kuron</i>	8
2.3.4.	<i>İmplant Üstü Restorasyonlar</i>	8
2.4.	<i>CAD/CAM Sistemleri</i>	8
2.4.1.	<i>Teknolojisi ve Tarihi</i>	8
2.4.2.	<i>CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri</i>	11
2.4.2.1.	<i>Tarayıcı (Scanner)</i>	11
2.4.2.2.	<i>Yazılım Sistemi (Software)</i>	11
2.4.2.3.	<i>Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)</i>	11
2.4.2.3.1.	<i>Eksiltmeli Üretim Yöntemi (Subtractive Manufacturing)</i>	12
2.4.2.3.2.	<i>Eklemeli Üretim Yöntemi (Additive Manufacturing)</i>	12
2.4.3.	<i>Üretim Metotlarına Göre Dental CAD/CAM Sistemleri</i>	13
2.4.3.1.	<i>CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics)</i>	13
2.4.3.2.	<i>CEREC inLab</i>	16
2.4.3.3.	<i>DCS President (Digitizing Computer System)</i>	17
2.4.3.4.	<i>Cercon Sistemi</i>	17
2.4.3.5.	<i>Everest Sistemi</i>	18
2.4.3.6.	<i>Procera Sistemi</i>	19
2.4.3.7.	<i>Lava Sistemi</i>	20
2.4.3.8.	<i>3Shape Sistemi</i>	21
2.4.3.9.	<i>Dwio Sistemi</i>	22

2.5.	<i>3B Baskı Teknolojileri</i>	23
2.5.1.	<i>3B Baskı Teknolojileri Tarihçesi</i>	23
2.5.2.	<i>Ağız İçi Tarayıcıları ile Kullanım İlişkileri</i>	24
2.5.3.	<i>Eklemeli Üretim Teknikleri</i>	24
2.5.3.1.	<i>Toz Yatağıyla Üretim Tekniği (Powder Bed Fusion)</i>	25
2.5.3.1.1.	<i>Selektif Lazer Sinterleme (SLS)/ Selektif Lazer Ergitme (SLM)</i>	25
2.5.3.1.2.	<i>Elektron Işınli Ergitme (EIM)</i>	26
2.5.3.2.	<i>Bağlayıcı Püskürtme</i>	26
2.5.3.3.	<i>Materyal Ekstrüzyonu</i>	27
2.5.3.3.1.	<i>Erimiş Yığıma Modelleme (EYM)</i>	27
2.5.3.3.2.	<i>Doğrudan Mürekeple Yazma (Direct-Ink-Writing, Robocasting)</i>	28
2.5.3.4.	<i>Ink-Jet Baskı (IJP)</i>	28
2.5.3.5.	<i>Reçine Polimerizasyonu Tekniği</i>	28
2.5.3.5.1.	<i>Stereolitografi (SLA)</i>	29
2.5.3.5.2.	<i>Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)</i>	30
2.6.	<i>Marjinal Uyum İnceleme Yöntemleri</i>	31
2.6.1.	<i>Direkt Teknik</i>	32
2.6.2.	<i>3B Tarama Verileri Kullanılarak Yapılan Ölçümler</i>	32
2.6.3.	<i>Silikon Replika Tekniği</i>	32
2.6.4.	<i>İnvaziv Teknik</i>	33
2.7.	<i>Hassasiyet, Doğruluk ve Kararlılık Kavramları</i>	33
2.7.1.	<i>Doğruluk ve Kararlılık Ölçümü</i>	34
2.8.	<i>Aşınma Ölçme Yöntemleri</i>	35
2.8.1.	<i>Profilometre</i>	35
2.8.2.	<i>3B Lazer Tarayıcı</i>	35
2.9.	<i>İn – Vitro Yaşlandırma Yöntemleri</i>	35
2.9.1.	<i>Çiğneme Simülatörü</i>	36
2.9.2.	<i>Termal Siklus</i>	36
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1.	<i>Örneklerin Hazırlanması ve Gruplandırma</i>	38
3.2.	<i>Örneklerin Üretilmesi</i>	41
3.3.	<i>Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi</i>	45
3.4.	<i>Doğruluk Ölçümü</i>	47
3.5.	<i>Yaşlandırma ve Okluzal Aşınmanın 3B Değerlendirilmesi</i>	47

3.6.	<i>İstatistiksel Analiz</i> -----	50
4.	BULGULAR -----	51
4.1.	<i>Geçici Restorasyonların Marjinal ve İnternal Aralık Bulguları</i> -----	51
4.2.	<i>Geçici Restorasyonların İç ve Okluzal Yüzey RMS Bulguları</i> -----	54
4.3.	<i>Geçici Restorasyonların Ortalama Aşınma Değer Bulguları</i> -----	57
5.	TARTIŞMA -----	60
6.	SONUÇ -----	68
7.	KAYNAKÇA -----	69



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1 – Çalışmamızda kullanılan CAM cihazı özellikleri.....	40
Tablo 2 – Çalışmamızda kullanılan DLP 3B baskı cihazı özellikleri	40
Tablo 3 - Çalışmamızda kullanılan materyallerin bilgileri	41
Tablo 4 - Grupların farklı noktalardaki internal aralık değerleri (μm)	51
Tablo 5 - Grupların farklı noktalardaki marjinal aralık değerleri (μm)	52
Tablo 6 - Grupların ortalama internal aralık ve p değerleri (μm)	52
Tablo 7 - Grupların ortalama marjinal aralık ve p değerleri (μm)	53
Tablo 8 - Grupların iç yüzey doğruluk değerlerinin değerlendirilmesi	55
Tablo 9 - Grupların okluzal yüzey doğruluk değerlerinin değerlendirilmesi	56
Tablo 10 – Grupların okluzal aşınma miktarı (mm^3).....	58

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1 - CEREC sistemi	13
Şekil 2 - CEREC Primescan sistemi	15
Şekil 3 - CEREC inLab Sistemi	16
Şekil 4 - Cercon Sistemi.....	17
Şekil 5 - Everest Sistemi	18
Şekil 6 - Procera Sistemi	19
Şekil 7 - Lava Sistemi	20
Şekil 8 - 3Shape ağız içi tarayıcı sistemi	21
Şekil 9 - Dwio Sistemi	22
Şekil 10 - SLS işleminin şematik diyagramı gösterilmektedir.....	26
Şekil 11 - SLA'nın üretim tekniği şeması	30
Şekil 12 - DLP'nin üretim tekniği şeması	31
Şekil 13 - Doğruluk ve kararlılık grafiği.....	34
Şekil 14 - Prepare edilmiş 16 numaralı dişin dijital ölçü görüntüsü.....	38
Şekil 15 - Tasarlanmış kuronun okluzal ve iç yüzey görünümü	39
Şekil 16 - CAD/CAM ile üretilmiş geçici restorasyonlar	42
Şekil 17 - Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş geçici restorasyonun üretim aşaması	43
Şekil 18 - Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş geçici restorasyonlar.....	43
Şekil 19 - DLP 3B baskı cihazı ile okluzal ve diyagonal üretim açısında tasarlanan kuronlar	44
Şekil 20 - DLP 3B baskı cihazı ile okluzal ve diyagonal üretim açısında üretilmiş kuronlar	44
Şekil 21 - DLP 3B baskı cihazı ile diyagonal üretim açısında üretilmiş kuronların lateralden görünümü.....	44
Şekil 22 – DLP 3B baskı cihazı ile okluzal üretim açısında üretilmiş geçici restorasyonlar	45
Şekil 23 - Marjinal ve internal aralık ölçümünde referans alınan noktalar (10x büyütme altında) ve şematize edilmesi. Bukkal Marjinal (BM), Bukkal Aksiyel (BA), Bukkookluzal köşe (BO), Okluzal (O) Palatookluzal köşe (PO), Palatinal aksiyel (PA) ve Palatinal marjinal (PM)	46
Şekil 24 - Marjinal ve internal aralık ölçümünde kullanılan silikon replikanın stereomikroskop görüntüsü (40x büyütme altında).....	46

Şekil 25 - Kuronların doğruluk ölçüm aşaması.....	47
Şekil 26 - Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler	48
Şekil 27 - Çiğneme simülatörünün ayar ve çalışmamızda kullanılan parametreleri gösteren bilgi ekranı	49
Şekil 28 - Geçici restorasyonların hacimlerinin Pointshape yazılımı ile ölçüm görüntüsü.....	49
Şekil 30 - Grupların internal aralık değerlerinin box plot dağılım grafiği.....	53
Şekil 31 - Grupların marjinal aralık değerlerinin box plot dağılım grafiği.....	54
Şekil 32 - Grupların iç yüzey RMS değerlerinin Box Plot ile gösterilmesi.....	56
Şekil 33 - Grupların okluzal yüzey RMS değerlerinin Box Plot ile gösterilmesi.....	57
Şekil 34 - Grup OTD' ye ait örneğin yaşlandırma işlemi sonrası okluzal yüzden görünümü	58
Şekil 35 - Grupların okluzal aşınma miktarının (mm ³) box plot ile gösterimi.....	59

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

3B : Üç Boyut/ üç Boyutlu

°C : santigrat derece

µm : mikrometre

AM : Additive Manufacturing (Eklemeli Üretim)

ANOVA : Analysis of variance test varyans analizi testi

bis-GMA : Bisfenol A Glisidil Metakrilat

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CEREC : Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

DMD : Dijital Mikro Ayna Cihazı

dk : dakika

DLP : Digital Light Processing

EBM : Electron Beam Melting (Elektron Işınli Ergitme)

Hz : Hertz

ISO : International Organization of Standardization (Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu)

LED : Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)

Max. : maximum (En çok)

Min. : minimum (En az)

mm : milimetre

mm³ : milimetre küp

MMA : Metilmetakrilat

Mpa : Megapascal

N : Newton

nm : nanometre

PMMA : Poli-metil metakrilat

PEMA : Poli-etil-metakrilat

RMS : Root Mean Square (Karekök Ortalama)

SLA : Stereolithography (Steryolitografi)

SLM : Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)

SLS : Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)

sn : saniye

STL : Standart Transformation Language (Standart dönüştürme dili)

TS : Termal Siklus

UDMA : Üretan dimetakrilat

UV : Ultraviyole

vb : Ve benzeri

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI YÖNTEMLER İLE ÜRETİLMİŞ GEÇİCİ RESTORASYONLARDA: DİJİTAL OLARAK; UYUM, DOĞRULUK, KARARLILIK VE OKLUZAL AŞINMANIN DEĞERLENDİRİLMESİ: İN-VİTRO ÇALIŞMA

Suat GÜNGÖR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ / KONYA-2022

Bu çalışmanın amacı; konvansiyonel ve dijital yöntemlerle üreteceğimiz geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılması, restorasyonların doğruluğunun ve kararlılığının kıyaslanması, ayrıca okluzal aşınma miktarının değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Konvansiyonel yöntem, eksiltmeli yöntem, okluzal üretim açısına sahip iki farklı markanın likidi ile eklemeli yöntem, diyagonal üretim açısına sahip iki farklı markanın likidi ile eklemeli yöntem olmak üzere 6 grupta toplam 48 adet geçici kuron üretilmiştir. Marjinal ve internal aralık ölçümleri; silikon replika tekniği kullanılarak elde edilen örneklerin, stereomikroskopta (SV-PT Zoom Stereo Microscope, Japonya) x40 büyütme altında alınan görüntülerinin Adobe Photoshop CS6 (Adobe Inc. ABD) yazılımına aktarılması sonrası, bukko-palatinal kesitte toplamda 7 noktadan yapılmıştır. Kuronların iç ve okluzal yüzey üretim hassasiyetinin değerlendirilmesi için; ilk olarak üretilen kuronlar masaüstü bir tarayıcıda (AutoScan Sparkle Jewelry Scanner, Shining 3D, Çin) taranmış, ardından Medit compare yazılımında (Medit, Seul, Kore) tasarlanan ana model ile üst üste hizalamaları yapılarak RMS değerleri elde edilmiştir. Okluzal aşınmanın değerlendirilmesi; çigneme simülatörü (Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye) ile yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında taranan kuronların hacimleri arasındaki farkların Pointshape yazılımı (PointShape 3D Software, Kore) kullanılarak hesaplanması ile yapılmıştır. İstatistiksel analiz için; tek yönlü varyans analiz testi (ANOVA), Post Hoc değerlendirmelerde ise Tukey HSD testi (çoklu karşılaştırma testi) kullanılmıştır.

Bulgular: İnternal aralık ölçüm sonuçlarına göre; Grup CC (CAD/CAM) diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha düşük internal aralık değerleri sergilemiştir. Grup CM (konvansiyonel yöntem) ise diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek internal aralık değerleri sergilemiştir. 3B baskı yöntemi ile üretilen OTO (Optiprint temp okluzal), OTD (Optiprint temp diyagonal), AO (Asiga okluzal), AD (Asiga diyagonal) grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir. Marjinal aralık bulgularına göre ise Grup CC, tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük marjinal aralık değerleri sergilemiştir. Grup CM anlamlı

derecede en yüksek marjinal aralık değerlerini sergilemiştir. Diğer OTO, OTD, AO, AD grupları ise birbirine benzer marjinal aralık değerleri sergilemiştir.

İç yüzey RMS değerlerine göre; Grup CC diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşük RMS değerleri sergilemiş, Grup CM diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha yüksek iç yüzey RMS değerleri göstermiştir. Okluzal üretim açısı ile üretilen Grup OTO ve Grup AO, diyagonal üretim açısı ile üretilmiş Grup OTD ve Grup AD'den daha düşük iç yüzey RMS değerleri göstermişlerdir. Okluzal yüzey RMS değerlerine göre; Grup CC diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşük okluzal RMS değerleri sergilemiş, Grup CM diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha yüksek okluzal yüzey RMS değerleri göstermiştir. Okluzal üretim açısı ile üretilen Grup OTO ve Grup AO diyagonal üretim açısı ile üretilmiş Grup OTD ve Grup AD'den daha düşük okluzal yüzey RMS değerleri göstermişlerdir.

Grupların yüzey aşınması sonuçları en düşükten en yükseğe sırasıyla Grup CC, Grup CM, Grup AO, Grup OTO, Grup AD, Grup OTD şeklindedir. Grup CC, Grup CM ve Grup 3B baskı yöntemi ile üretilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Grup AO, Grup OTO, Grup AD, Grup OTD arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Sonuç: Bulgulara göre konvansiyonel ve dijital yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumları yeterli bulunmuştur. İç ve okluzal uyum değerlendirilmesinde Grup CC en iyi sonuçları gösterirken Grup CM en kötü sonuçları göstermiştir. Okluzal yüzey aşınma miktarı ölçümlerinde en az aşınma Grup CC, en fazla aşınma ise 3B baskı yöntemi ile üretilen gruplarda görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Aşınma, dijital, geçici restorasyonlar, marjinal ve internal aralık, üretim hassasiyeti

ABSTRACT

T.R. NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

IN TEMPORARY RESTORATIONS MADE WITH DIFFERENT METHODS: DIGITALLY; EVALUATION OF FIT, ACCURACY, STABILITY AND OCCLUSAL WEAR: IN-VITRO STUDY

Suat GUNGOR

SPECIALIZATION in DENTISTRY THESIS / KONYA-2022

This study aimed to compare the internal and marginal adaptation, accuracy, precision and occlusal wear of conventional and digitally prepared temporary restorations.

Material and Methods: A total of 48 temporary crowns were produced within 6 groups: subtractive method, conventional method, additive method using 2 unique liquids with an occlusal build angle, and another additive method group using 2 unique liquids with a diagonal build angle. Marginal and internal gap measurements were made using 7 points within the bucco-palatal area of the samples which were obtained using the silicone replica technique, observed under a stereomicroscope (SV-PT Zoom Stereo Microscope, Japan) using 40x magnification and transferred to Adobe Photoshop CS6 (Adobe Inc. USA) software.

Internal and occlusal surface manufacturing accuracy of the crowns were evaluated using a desktop scanner (AutoScan Sparkle Jewelry Scanner, Shining 3D, China), and the RMS values were obtained by aligning the scans with the main model designed in Medit Compare software (Medit, Seoul, Korea). Occlusal wear was evaluated by comparing the difference between the volumes of the crowns scanned before and after aging with a chewing simulator (Analytik Medikal, Gaziantep, Turkey) and calculated using Pointshape software (PointShape 3D Software, Korea). One-way analysis of variance (ANOVA) for statistical analysis; Tukey HSD test (multiple comparison test) was used in Post Hoc evaluations. ($p < 0,05$)

Results: Internal gap values were significantly lower in the CC group (CAD/CAM) in comparison to the other groups while the CM group (conventional method) exhibited significantly higher internal gap values than the other groups. There were no statistically significant differences between OTO (Optiprint temp occlusal), OTD (Optiprint temp diagonal), AO (Asiga occlusal), AD (Asiga diagonal) groups produced using 3D printers. The CC group showed statistically significantly lower marginal gap values than other group while the CM group exhibited the greatest marginal gap values. Other OTO, OTD, AO, AD groups showed similar marginal gap values.

According to the internal surface RMS values, the CC group exhibited significantly lower RMS values than all other groups while the CM group had higher internal surface RMS values than all other groups. The OTO and AO group produced with an occlusal build angle showed lower internal surface RMS values than OTD and AD group produced with a diagonal build angle.

According to the occlusal surface RMS values, the CC group showed significantly lower occlusal RMS values than all other groups while the CM group exhibited significantly higher occlusal surface RMS values than all other groups. The OTO and AO group produced with an occlusal build angle showed lower occlusal surface RMS values than the OTD and AD group produced with a diagonal build angle.

The surface wear results were CC, CM, AO, OTO, AD, and OTD group (from lowest to highest respectively). A statistically significant difference was found between the CC and CM groups produced using 3D printing. There was no statistically significant difference between the AO, OTO, AD, and OTD groups.

Conclusion: As a result, the marginal and internal fit of the temporary restorations produced by conventional and digital methods were found to be sufficient. In the assessment of internal and occlusal compliance, The CC group gave the best results, while the CM group gave the worst results. In the occlusal surface wear measurements, the least wear was seen in the CC group while most wear was observed in the groups produced using 3D printing.

Keywords: Wear, digital, temporary restorations, marginal and internal gap, fabrication accuracy

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin en önemli hedefi, çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin ve ilgili çevre dokuların, uygun yapay malzemelerle yerine konulmasıdır. Böylece hastaya diş eksikliklerine bağlı olarak kaybedilen çiğneme, fonetik ve estetik fonksiyonları yeniden kazandırılmış olur. Yapılacak olan protetik restorasyonlar, diş ve çevre dokuların bütünlüğünün ve sağlığının korunmasını sağlayacak şekilde tasarlanmalıdır (Baysal ve Ayyıldız 2014). Sabit protetik diş tedavisi; diş veya implant üstü restorasyonların, diş laboratuvarında indirekt olarak üretilmesi temeline dayanır. Geçmişte, geçici protetik tedavi gerekliliği bu metodolojik süreçten türetilmiştir (Burns ve ark. 2003). Doğru ve net bir ölçü alınması sabit bölümlü protezlerin başarısında çok önemli bir yer tutmaktadır (Rekow 1993). Klinik iş akışında rutin olarak uygulanan geleneksel ölçü alımı ve alçı modeller üzerinde üretilen restorasyonların yapım süreci altın standart olarak kabul görmektedir (Chandran ve ark. 2010). Fakat geleneksel yöntemin dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar; ölçü materyalinin genleşmesi ve büzülmesi, elde edilen alçı modellerle ilgili etkenler ve hava kabarcıkları olarak sıralanabilir (Christensen ve Gordon 2008). Dijital sistemler üretimi standardize edebilmesi ve geleneksel ölçü yöntemlerinin insana ve materyale bağlı ortaya çıkabilen hataların minimize edilmiş olması ile önemli bir seçenek haline gelmiştir (Beuer ve ark. 2008). Geçici protez yapımında bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) kullanımı son yıllarda artmıştır (Başaran 2011). CAD/CAM ile dayanıklılığı artırılmış, mekanik özellikleri geliştirilmiş ve daha estetik görünen geçiciler yapılabilmektedir (Alt 2011). Bir diğer dijital üretim yöntemi olan 3B baskı teknolojileri; tedavi prosedürlerini çeşitlendirmiş, dental alanda konvansiyonel ve eksiltici yöntemlere alternatif olmuştur (Polzin ve ark. 2013). Polimerik protezleri yazdırmanın stereolitografi tekniği (SLA), dijital ışık işleme (DLP), kaynaşık biriktirme modellemesi ve polimer püskürtme gibi birkaç farklı yolu vardır (Revilla-León 2020).

Bu çalışmanın amacı; konvansiyonel ve dijital yöntemlerle üreteceğimiz geçici protezlerin marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılması, üretilen geçici restorasyonlarda doğruluk ve kararlılığın kıyaslanmasıdır. Ayrıca mekanik yaşlanma sonrası okluzal aşınma miktarının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Geçici Restorasyonlar

Geçici restorasyonlarla tedavi; kuron ve köprü gibi sabit protetik restorasyonlar ile restoratif tedavi prosedürlerinin ayrılmaz bir parçasıdır. Geçici protezler, bir dişin preperasyonundan daimi sabit restorasyonun simantasyonuna kadar geçen sürede önemli işlevleri yerine getirmelidir (Balkenhol ve ark. 2008).

Protez terimleri sözlüğüne göre geçici protezler; daimi sabit, hareketli veya maksillofasiyal protezler ile değiştirilmek üzere; estetiği, stabilizasyonu ve/veya fonksiyonu iyileştirmek için belirli bir süre kullanılması amacıyla yapılan sabit veya hareketli protezlerdir. Genellikle bu tür protezler belirli bir tedavi planının teröpatik etkinliği veya daimi protez için planlanan formunun ve fonksiyonun belirlenmesine yardımcı olmak için kullanılır (The Glossary of Prosthodontic Terms: 9. Edition). Geçici protezler; preperasyonu yapılan dişler, periodontal dokular, oral fonksiyon ve estetiği korunması için önemlidir (Taşın ve ark. 2021). Geçici protezlerin önemi tam ağız rehabilitasyonu durumlarında daha belirgin hale gelir. Bu durumlarda, geçici restorasyonlar hasta konforunu ve memnuniyetini izlemek ve gerekli ayarlamalara izin vermek için nispeten uzun süre (6-12 hafta) kullanılabilecek şekilde tasarlanmalıdır (Singla ve ark. 2016).

İdeal bir geçici protezde olması gereken biyolojik, estetik ve mekanik gereklilikler şunlardır;

1. Prepare edilmiş dişi, hassasiyeti ve pulpa irritasyonunu engelleyecek şekilde ağız ortamından izole etmelidir.
2. İyi bir kenar uyumuna, uygun morfolojik forma ve düzgün, pürüzsüz bir yüzeye sahip olmalıdır. Marjinal uyumun sağlanması dişeti sağlığının korunmasında önemli bir rol oynamaktadır.
3. Komşu ve karşıt dişlerle temasların doğru olarak sağlanması ve geçici protezin ağızda kalacağı süre boyunca bunların korunması gerekmektedir.
4. Preperasyonu yapılan dişin olası konum değişikliğini (uzama-devrilme) engellemelidir.

5. Preperasyondan sonra gerçekleşecek kaybolmuş çiğneme fonksiyonunu ve fonasyonu iade etmelidir.
6. Toksik ve alerjik reaksiyonlara yol açmamalıdır.
7. Boyutsal stabilitesi yüksek olmalıdır.
8. Çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalıdır.
9. Restorasyon materyali ve konturları kolay temizlenebilir olmalıdır. Bakteriler için uygun tutunma yüzeyleri olmamalıdır.
10. Yeterli tutuculuk ve direnç özelliklerine sahip olmalıdır.
11. Ekonomik olmalıdır ve kolay hazırlanabilmelidir.
12. Estetik yönden tatmin etmeli ve renk stabilitesi iyi olmalıdır (Krug 1975; Rosenstiel ve ark. 2006).

Bir daimi restorasyonun hazırlanması sırasında, kesilmiş diş ya da dişlerin korunması ve hastanın rahat ettirilmesi önemlidir. Tedavinin bu aşamasının doğru şekillendirilmesi ile diş hekimi hastasının güvenini kazanabilir ve kalıcı restorasyonun başarısı olumlu yönde etkilenir. Diş preperasyonu ile daimi restorasyonun takılmasına kadar geçen sürede, diş geçici restorasyon ile korunur (Shillingburg ve ark. 1997).

Geçici restorasyonların kullanım amaçları şunlardır:

1. Pulpayı korur ve dişin hassasiyetini giderir.
2. Dişleri çürüklerden korur.
3. Hastaya konfor ve fonksiyon sağlar.
4. Eksilen dişlerin hemen yerine konulmasını sağlar.
5. Prepare edilmiş dişlerin hareketini engeller.
6. Estetiği sağlar.
7. Periodontal sağlığın devamlılığını sağlar.
8. Daimi restorasyondan önce okluzal ilişkinin, dikey boyutun, fonetiğin ve çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesine yardımcı olur.
9. Prognozu belli olmayan dayanak dişlerin değerlendirilmesine yardımcı olur.
10. Nihai restorasyonun şekli, rengi ve büyüklüğü yönünden diş hekimine yol gösterir.
11. Periodontal tedavi süresince mobil dişleri stabil hale getirir.
12. Dayanak dişlerin paralelliğinin kontrol edilmesini sağlar.
13. Hastanın ağız bakımı alışkanlıklarının değerlendirmeye yardımcı olur (Osman ve Owen 1993; Burns ve ark. 2003).

2.2. Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

2.2.1. Üretim Tiplerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Geçici restorasyonlar prefabrike ve kişisel geçici restorasyonlar olarak sınıflandırılabilir.

2.2.1.1. Prefabrike Kuronlar (Hazır Geçici Kuronlar)

Hazır geçici kuronlar; metal anatomik kuronlar, selüloid tabakalar, polikarbonat kuronlar, ışıkla sertleşen kompozit bazlı prefabrike kuronlar olarak ayrılabilir. Farklı biçim ve boyut alternatifleri vardır. Prefabrike geçici kuronlar, tek diş restorasyonlar için uygundur (Emtiaz ve Tarnow 1998).

Metal kuronlar alüminyum, paslanmaz çelik, nikel-krom, gümüş-kalay veya bizmut-kalay içerikli olabilir. Estetik değildir. Bu yüzden kullanımı genellikle posterior bölgede tercih edilir. Dayanımları tatmin edicidir. Preperasyonu yapılan dişin boyut ve konumuna göre seçilen hazır kuron, makasla kole bölgesi kesilerek diş adaptasyonu sağlanır. Uyumlandırılmanın ardından kuron içine rezin uygulanır. Bu şekilde elde edilen kuron uygun simanla simante edilir (Rieder 1989).

İnce ve şeffaf materyaller olan selüloz asetat kuronların tek rengi vardır. Bütün dişler için uygun formda ve boyutta bulunabilmektedir. Dişe uyumu kole bölgesi kesilerek yapılmaktadır. Akrilik rezin ile daha sonra şekli verilir. Rezinin polimerizasyonundan sonra asetat kesilerek çıkartılır. Polikarbonat kuronlar, diğer hazır kuronlara göre mekanik ve estetik özellikleri bakımından daha iyidir. Kuron içerisine rezin koyularak diş üzerine yerleştirilir. Polimerizasyonu tamamlandıktan sonra polisaj işlemleri yapılır (Rieder 1989).

Nikel-krom kuronlar çocuklarda geçici restorasyonlar olarak kullanılmaktadır. Kuronlar aşındırıldıktan ve konturları uyumlandıktan sonra diş adaptasyonu edilir. Yüksek dayanıma sahiptir. Süt dişleri için kullanımları uygundur (Crispin ve ark. 1980).

2.2.1.2. Kişiyeye Özel Olarak Yapılan Geçici Restorasyonlar

Bu tip geçici kuronlar en iyi tedavi seçeneklerinden biridir (Christensen ve Gordon 1996). Direkt ve indirekt teknik kullanılarak yapılabilir. Kişisel üretilen geçici restorasyonlar siman payını minimuma indirerek daha iyi marjinal uyum sağlanabilmektedir. Renk ayarlama, kontur değişikliği, okluzal modifikasyon ve tamir gibi tedavi sırasında çeşitli değişikliklerin yapılmasına izin verir. Bu yüzden kişisel geçici restorasyonlar prefabrike restorasyonlara göre daha üstündür (Shillingburg 1997; Burns ve ark. 2003).

Otopolimerizan polimetilmetakrilat (PMMA) ilk olarak 1930'lu yıllarda kullanılmaya başlanmış ve geçici protez yapımında en sık kullanılan materyal olmuştur. Metakrilat içerikli tozun, amin içeren metilmetakrilat monomeri ve benzoilperoksitle karıştırılması sonucunda polimerizasyon gerçekleşmektedir (Osman ve Owen 1993). Şeffaf bir materyal olan polimetilmetakrilat 18-20 arasında Knoop sertlik değerine sahiptir. Çekme kuvveti 59 MPa, yoğunluğu 1.19 gr/ml ve elastiklik modülü 2400 MPa'dır. Fiziksel özellikleri iyidir ve yüzeyi parlatılabilmektedir. Polimerizasyonu sırasında yüksek ısı açığa çıkmakta ve hacimsel olarak büzülme (Brian 2002).

Polietilmetakrilat içeren toz, n-butil metakrilat monomeri ile karıştırılarak polimerize olmaktadır. Polietilmetakrilatlar (PEMA), polimerizasyonu esnasında PMMA'dan daha az ekzotermik reaksiyon göstermektedir. Ayrıca yüzey sertliği, kırılma ve aşınma direnci PMMA'ya göre düşüktür. Bunun yanı sıra öjenolden olumsuz etkilenmektedir (Anusavice 2003).

Bis-akrilik kompozit rezinler, bis-GMA içerikli kompozit rezinlerden geçici restorasyonların yapımı için üretilmiştir. Bis-akril kompozit rezinlerin, diğer kişiyeye özel olarak yapılan geçicilere göre bazı avantajları vardır. Bunlar; daha az ekzotermik reaksiyon ısı çıkarması, pulpal irritasyon riskinin ve büzülme oranının daha az olmasıdır. Ayrıca aşınma dayanımı ve kenar uyumu daha iyidir. Yüzey sertliğinin düşük olması, kırılma olması ve yüksek maliyeti dezavantajlarından (Haselton ve ark. 2002).

Işıkla polimerize olan rezinler üretilen dimetakrilat içermektedir. Bu tip rezinlerde doldurucu olarak mikrofine silika kullanılmıştır (von FRAUNHOFER

1976). Akrilik materyallerde polimerizasyon, materyalin yapısına bağı olarak çeşitli fiziksel veya kimyasal etkenlerle gerçekleşmektedir. Bu etkenlerden birisi de ışıkla sertleşen rezinlerde, ışığın görünen spektrumundaki 400-500 nm dalga boyuna sahip mavi ışıktır. Materyale istenildiği biçimde şekil verildikten sonra özel bir ışık fırınında mavi ışıkla polimerizasyonu gerçekleştirilmektedir (Anusavice 2003).

2.2.2. Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Geçici restorasyonlar direkt, indirekt ve direkt-indirekt teknikler olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır (Shillingburg ve ark. 1997).

Direkt teknikte restorasyon, preperasyonu takiben hemen yapılmaktadır. Prepare edilmiş dişlerin hassasiyetinin azalması, pulpanın korunması, indirekt tekniğin ara basamaklarının ve bekleme sürecinin olmaması direkt tekniğin avantajlarındanır (Smith 1998). Dezavantajları ise yapımının hassasiyet gerektirmesi, metakrilat rezinlerin kullanıldığı durumlarda pulpada kimyasal ve ısıl irritasyonların meydana gelmesidir. Oluşan bu ısı artışları pulpada histopatolojik değişikliklere, geri dönüşümsüz pulpitis ve pulpa nekrozuna neden olabilir (Watts ve ark. 1987).

İndirekt teknikte geçici restorasyonlar, prepare edilmiş dişlerin ve yumuşak dokunun ölçüsü alındıktan sonra elde edilen alçı model üzerinde hazırlanmaktadır. Akriliğin polimerizasyonu esnasında oluşacak artık monomer prepare diş ile temas etmeyecektir. Bu sayede doku harabiyeti ve alerjik reaksiyon gelişmesi çok düşük bir ihtimal haline gelecektir. Ek olarak akriliğin polimerizasyonu esnasında açığa çıkan ısının, pulpada meydana getireceği olası zararlarının önüne geçilmesi indirekt tekniğin avantajları arasındadır (Smith 1998). Ekstra birkaç basamağın olması ve maliyetin artması dezavantajları arasında gösterilebilir (Boberick ve Bachstein 1999).

Direkt-indirekt teknikte; geçici kuronun dış yüzey formu indirekt, iç yüzey formu ise direkt yöntemle elde edilir. Dişin preperasyonundan önce aljinat ile ölçü alınır ve alçı model elde edilir. Bu model üzerine, transparan propilen veya sellüloz asetat plakalar ısı ve basınçla adapte edilir ve kenarları kesilerek ağız içinde uyumlanır. Geçici materyali bu kalıbın içine doldurulur ve ağız içinde dişler üzerine uygulanır. Sertleştikten sonra tesviye ve polisajı yapılır (Smith 1998).

PMMA kullanarak direkt yöntem ile geçici kuron üretme yöntemi, kolay ve üretim maliyetinin düşük olmasından dolayı sıklıkla kullanılmıştır ancak polimerizasyon büzülmesi, marjinal uyumun yeterli olmaması ve ısı açığa çıkartması

gibi dezavantajları vardır. Günümüzde, ortodontik tedavi veya dikey boyutun değiştirilmesi gibi nedenlerle uzun süreli kullanım sırasında kaybolan ve kırılan geçici kuronların yeniden yapımını kolaylaştıran CAD/CAM teknolojisi ile üretim mümkündür (Hamza ve ark. 2006).

2.2.3. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Kısa süreli geçici restorasyonlar; okluzal ve proksimal kontakların devamlılığının sağlanması, prepare edilmiş dentinin ve pulpanın korunması, estetiğin iade edilmesi ve prepare edilmiş dişin migrasyonunu engellenmesi amacıyla yapılan uygulamalardır. Kolaylıkla hazırlanırlar ve geçici simanlarla simante edilirler (Davidoff 1982; Burns ve ark 2003).

Uzun süreli geçici kuron ve köprüler: Kısa süreli geçici kuron ve köprülerin tüm işlevlerini yerine getirmekle birlikte daha uzun süre (6-12 hafta) kullanılmak üzere yapılmaktadır. Amaç, daimi restorasyonların yapımından önce planlanan diğer tedavilerin kontrolü ve değerlendirilmesinin yapılabilmesine imkan sağlamaktır (Burns ve ark. 2003). Periodontal hastalıklar, pulpal rahatsızlıklar, temporomandibular eklem rahatsızlıkları uzun süreli geçici restorasyon kullanımına neden olabilmektedir. Ayrıca yumuşak dokuların şekillendirilmesi gereken estetik bölgelerde, dikey boyut değişikliği gereken vakalarda ve implant tedavisi gibi uzun süreli tedavilerde geçici restorasyonlar uzun süre kullanılmaktadır (Lui ve ark. 1986; Lowe 1987).

2.3. Geçici Restorasyonların Kullanım Alanları

2.3.1. Laminate Veneer

Laminate veneer restorasyonlarında dişten minimum düzeyde preperasyon yapılmaktadır. Bu tip geçicilerde amaç; pulpanın korunması ve diş eti stabilitesini sağlamaktır. Geçici restorasyonlar, daimi restorasyonun rengini değerlendirmek için kullanılabilir. Ayrıca kesici kenar konumu, dişlerin şekli, diş orta hat konumu, insizal düzlemin interpupiller çizgiye paralelliği ve alt dudak kurvatürünün takibi değerlendirilmektedir. Geçiciler tarafından sağlanan estetik parametrelerin bu aşamada değerlendirilmesi, yapılacak olan laminate veneerlar için ön değerlendirme yapılmasına olanak sağlamaktadır (Ho 2017).

2.3.2. İnley

Kavite derinliği arttıkça pulpanın dış etkenlerden etkilenme ihtimali artmaktadır. İnleyler için yapılan geçici restorasyonlar; preperasyonu yapılmış dişi dış

etkenlerden korur, okluzal ilişkinin ve fonksiyonun değerlendirilmesine yardımcı olur (Dumfahrt ve Göbel 1999).

2.3.3. Full Kuron

Bütün materyal ve tekniklerden yararlanarak yapılması mümkündür (Rosenstiel ve ark. 2006)

2.3.4. İmplant Üstü Restorasyonlar

İmplant üstü geçici kuronların kullanımı sınırlıdır. Özel durumlarda implant firmalarının sadece geçici restorasyon yapımında kullanılması için ürettikleri geçici abutmentler mevcuttur. Bu amaçla üretilen geçici kuronlar daha çok estetik amaç için kullanılmaktadır (Moy ve Parminter 2005; Siadat ve ark. 2017) .

2.4. CAD/CAM Sistemleri

2.4.1. Teknolojisi ve Tarihçesi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD/CAM, teknolojinin birçok alanında yıllardan beri kullanılan bir üretim metodudur. Optik okuyucular ile intraoral dokuların dijital olarak görüntülenmesi ilk olarak 1977 yılında ABD'den Bruce Altschuler tarafından yapılmıştır. CAD/CAM sistemleri diş hekimliğine 1980'lerde giriş yapmıştır. 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üyeli restorasyon üretmiştir. İsviçre'den Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1988 yılında CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) sistemini geliştirmişlerdir. Bu buluş, üretim maliyetinin uygunluğu ve pratik olarak gerçekleştirilebilmesi açısından üretilen ilk dental CAD/CAM uygulamasıdır (Liu 2005). Altın alaşımlarının kullanımının 1980'lerde azalmasıyla beraber nikel-krom alaşımlar kullanılmaya başlandı. Nikel-krom alaşımların sık kullanımı metal alerjilerini gündeme getirmiştir ve titanyum kullanımı önerilmiştir. Titanyumun dökümü hassasiyet gerektirdiğinden Dr. Andersson, spark erozyonu ile titanyum kopingler üretmeye amaçlamıştır. Ardından kompozit rezin restorasyonların da dahil olduğu CAD/CAM teknolojisi olan Procera'yı tanıtmıştır. Bu işlem CAD/CAM sistemlerinin kompozit restorasyonlar için ilk kullanımı olmuştur (Davidowitz ve Kotick 2011; Andersson ve ark. 1996). Dr. Mörmann ve Dr. Marco Brandestini, 1985 yılında intraoral tarayıcı ile freze ünitesinin birleşimini kullanarak, hasta başı üretim konsepti ile ilk inleyi üretmişlerdir (Mörmann 2006). Günümüzde CAD/CAM sistemleri; inley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, tam seramik

kuron ve köprü, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi ve implantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların anında hazırlanabilmesine olanak sağlayan çalışma modellerinin üretilmesi gibi birçok endikasyonu kapsamaktadır (Williams ve ark. 2006; Leinfelder ve ark. 1989). Ayrıca maksillofasial protezlerin yapımı içinde kullanılabilir (Raigrodski 2004). CAD/CAM sistemlerinin güncellenmesi; piyasadaki sistemlerin geliştirilmesi ve yeni sistemlerin tanıtılması, kalitenin ve çeşitliliğin artmasıyla devam etmektedir. CAD/CAM sistemleri, açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilir. Kapalı sistemler, üretici şirket tarafından veri toplama, dijital tasarım ve restorasyon üretimi dahil olmak üzere tüm CAD/CAM tasarım ve üretim sürecini sunmaktadır. Burada elde edilen veriler, diğer üreticilerin farklı sistemleriyle uyum sağlamaz. Açık sistemler, orijinal sanal verilerin farklı üreticilerin CAD yazılımı ve CAM cihazları tarafından kullanılmasına izin verir (Alghazzawi 2016). Dijitalleşmede açık sistemlere geçiş artmaktadır. Bu sayede farklı kaynaklardan verilerin elde edilmesi, tasarım yapılması ve daha geniş üretim tekniklerine ulaşılabilmesi mümkün olmaktadır (Miyazaki ve ark. 2009).

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları:

1. Hastanın klinikte geçirdiği zaman azalmaktadır.
2. Konvansiyonel ölçü işlemlerine göre daha basit bir sistemdir. Ağız içi tarayıcılar hastada bulantı refleksini yaratmaz.
3. Geleneksel ölçü materyallerinde görülme ihtimali olan deformasyon görülmemektedir.
4. Standardizasyon ve hassasiyet artmaktadır.
5. Çapraz kontaminasyon riskini azaltmıştır.
6. Uzun dönem laboratuvar giderleri azalmaktadır.
7. Preperasyonlar ve tasarlanan restorasyonlar dijital ortamda 3B kontrol edilebilmektedir.
8. Görüntü alanı kesitsel olarak incelenebilmektedir.
9. Renk seçimlerinde doğru ve objektif seçimler yapılabilmektedir.
10. Geleneksel çok aşamalı üretimlerde oluşabilecek teknik hataları en aza indirmektedir.
11. İnternet ortamında veri alışverişi sağlanabilmektedir.
12. Yazılım içerisinde çeneler sanal artikülatöre bağlanabilmekte ve kapalı kontrolü yapılabilmektedir.
13. Veriler, fiziki ortamda yer kaplamadan arşivlenebilmektedir (Alhazzawi, 2016)(Mangano et al., 2017)(Reeponmaha et al., 2020), (Luqmani et al., 2020).

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:

1. İlk satın alındığında maliyeti yüksektir.
2. Efektif kullanılması bilgiye ve deneyime bağlıdır.
3. Diş eti altında hazırlanan basamaklar iyi retraksiyon yapılmadığı takdirde tarayıcılar tarafından tam algılanamamaktadır.
4. İntraoral tozlar ile daha net ölçüler alınsa da kullanımı marjinal uyumsuzluklara neden olabilmektedir.
5. Bazı üreticiler dijital tasarım kütüphanesini kapalı sistem olarak sunmaktadır.
6. Monokromatik bloklarda, istenen renk geçişleri ve estetik sağlanamayabilir.
7. Kan ve tükürük ölçünün netliğini olumsuz etkilemektedir (Prudente ve ark. 2018; Haddadi ve ark. 2019).

2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri

2.4.2.1. Tarayıcı (Scanner)

Ağız içi yapıların geometrisini kaydeden ve bilgisayar aracılığı ile işlenebilen dijital verilere dönüştüren cihazlardır. Optik yüzey tarayıcı ile yüzeyin üç boyutlu modeli elde edilir ve CAD yazılımı sayesinde tarama ile elde edilen veriler toplanarak bilgisayara aktarılır. Ardından sanal bir modele dönüştürülür. Verileri toplayan kısımdır (Kihara ve ark. 2020). Ağız içi ve ağız dışı tarayıcılar aracılığıyla doğrudan veya dolaylı olarak preperasyondan, komşu dişlerden ve çevre dokulardan veri toplayarak 3B sanal modellere dönüştürür (Kannan ve ark. 2020). Tarayıcılar elde edecek alanın sanal verisini, bilgisayara renksiz olarak .stl (Standart Üçgen Dili) , .obj (Wavefront Obje Dosyası) ve renkli olarak .ply (Stanford Üçgen Biçimi) formatında veya üretici firmanın kendilerinin piyasaya sürdüğü format dilinde aktarabilmektedir. Taranan modeller “.stl ve .ply” formatlarında CAD sisteminde tasarım için kullanılmaktadır (Tinschert ve ark. 2004).

2.4.2.2. Yazılım Sistemi (Software)

Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler, yazılım sistemi sayesinde noktacıklardan oluşan, 3B olarak her yönden kontrol edilebilen, dizayn ve planlama işlemlerinin yapılabildiği sanal bir modele dönüştürülebilmektedir. Kullanıcı CAD yazılımlarının içinde hazır bulunan şablonları veya değişiklikler yaparak oluşturduğu yeni tasarımları da kullanabilmektedir (Reiss 2007). Bu tür yazılımlarla; sabit parsiyel protezler, tam anatomik kuronlar, parsiyel kuronlar, inleyler, ve teleskopik primer kuronlar ve implant abutmentleri tasarlanabilmektedir (Beuer ve ark. 2008). Çoğunlukla CAD/CAM sistemlerinin kendine ait yazılım programları vardır ve diğer sistemlerle uyumluluğu yoktur. CAD yazılımı ile tasarımı yapılan restorasyonlar, genellikle STL formatında CAM ünitesine aktarılmaktadır ve üretimi yapılmaktadır (Baba ve ark. 2021).

2.4.2.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

CAD/CAM sistemlerinde, restorasyon üretim teknikleri genelde iki yöntem üzerinden gerçekleştirilmektedir. Bunlardan ilki, geçmişten günümüze kullanılan, prefabrike blokların frezler ve diskler ile aşındırılmasıyla oluşturulan konvansiyonel aşındırma metodudur. Bu metoda "eksiltme yöntemi" de denilmektedir. Bu metotta artık materyal oluşmaktadır (Uzun 2008). Bir diğer üretim metodu ise eksiltme

yönteminde gerçekleşen malzeme israfını engellemek için geliştirilen, "ekleme yöntemi" olarak ifade edilen hızlı prototipleme sistemleridir. Bunun için üretilen cihazlarda, seramik veya metal tozları, restorasyonu oluşturacak şekilde üst üste tabakalanır ve sinterlenir. Yöntemin en büyük avantajları kesici alete ihtiyaç duyulmaması ve materyal israfının önlenmesidir (Noorani 2006).

2.4.2.3.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemi (Subtractive Manufacturing)

CAD yazılımında oluşturulan tasarımı, restorasyon olarak üreten freze cihazıdır (Beuer et al., 2008). CAM sistemleri, üretim esnasında frezin ve kullanılan materyalin uzaysal düzlemde hareket edebildiği yönlerin sayısına göre sınıflandırılmaktadır (Rekow 1991; Schneider 2007). Aksların sayısı arttıkça daha fazla detay ortaya çıkmakta ve üretimdeki hassasiyet artmaktadır.

Freze üniteleri iki gruba ayrılır; birinci grup kuru kazıma ve sulu kazıma olarak sınıflandırılabilir. Kuru kazıma işleminde zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Sulu kazıma işleminde, soğuk sıvı spreyi, metal ve cam seramik materyalleri ısı hasarına karşı korumak amacıyla kullanılmaktadır. İkinci grup ise X, Y, Z eksenlerine ek olarak doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket etmesi ile dört eksenli ve beş eksenli cihazlar olarak ayrılmaktadır. Burada temel fark rotasyon sayısıdır. Blok/disk, X eksenini etrafında dönüyorsa A dönüşü gerçekleşmektedir. Ancak blok/disk X ve Y eksenleri etrafında hareket ediyorsa A dönüşüne ek olarak B dönüşü de gerçekleşmektedir (Abduo ve ark. 2014). Beş eksenli frezeleme ünitesiyle üretilen restorasyonlar, dört eksenli frezeleme ünitesiyle üretilenlerden daha yüksek üretim hassasiyetine sahiptir. Kazıma teknolojisinin en büyük dezavantajı, frezeleme prosedürünün hassasiyetinin kullanılan en küçük frezin çapına bağlı olmasıdır. Bu da, freze ucunun çapından daha küçük herhangi bir yüzeyin aşırı kazınması ve restorasyonun hassasiyetine negatif yönde katkıda bulunması anlamına gelmektedir (Bosch ve ark. 2014).

2.4.2.3.2. Eklemeli Üretim Yöntemi (Additive Manufacturing)

Metal, porselen tozları, sıvı reçine gibi belli bir materyalin ince katmanlar halinde üst üste eklenerek 3B cisim olarak üretilmesine eklemeli üretim adı verilmektedir. Eklemeli üretim yöntemleri ile bilgisayar ortamında tasarlanmış modeller üretilebilmektedir (Wong ve Hernandez 2012). Eklemeli üretim yöntemlerine detaylı olarak bölüm "2.5. 3B Baskı Teknolojileri"nde değinilecektir.

2.4.3. Üretim Metotlarına Göre Dental CAD/CAM Sistemleri

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; diş preperasyonları ağız içi tarayıcılar ile taranmakta ve restorasyonlar klinikte hazırlanmaktadır. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bu gruptadırlar.

2.Laboratuvarda kullanılan sistemler; alçı modelden tarama yapılmaktadır veya gönderilen STL datadan direkt olarak tasarım yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.

3.Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde, model laboratuvarında tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolünü sağlar. Procera, Lava sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (Liu ve Essig 2008).

Günümüzde piyasada kullanılan bazı sistemler ise aşağıdaki gibidir:

2.4.3.1. CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics)



Şekil 1 - CEREC sistemi

İlk geliştirilen CAD/CAM sistemi olan Cerec 1988 yılında kullanılmaya başlanmıştır. 1994'te CEREC 2 geliştirilmiş, 2000 yılında CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde ilk defa ağız içi tarayıcı dahil edilmiştir. 2003 yılında

eklenen 3B tasarım sayesinde restore edilecek bölge ve kapanış kayıtları 3B olarak görüntülenebilmektedir (Mörmann 2006).

Yıllar geçtikçe gelişen CEREC sistemlerinin ayrıntıyı gösterme ve hassas üretme yeteneği artmıştır. CEREC hem klinik iş akışında hem de laboratuvar işlemlerinde kullanılan sistemlere sahip ilk sistemdir (Şekil 1) (Mörmann 2006; Fasbinder 2006)

Ağız içi kamera ile prepare edilen diş taranmaktadır. Elde edilen veri tasarım ünitesine ardından frezeleme ünitesine aktarılmaktadır. Böylelikle hasta başında restorasyonun tasarımı ve üretim süreci tamamlanmış olmaktadır (Bindl ve Mörmann 2003)

CEREC 3B sisteminde ağız içi görüntüyü yakalamak için ayak pedalının kullanılması ve kameranın sabit tutulması gerekmektedir. CEREC AC sisteminde ise görüntünün yakalanması için kameranın ağız içinde sabit tutulması yeterli olmaktadır. Ölçünün alınabilmesi için prepare edilmiş dişlerin toz spreyle kaplanmış olması gerekmektedir. Alınan görüntü anında sisteme bağlı bilgisayara aktarılabilir (Çelik ve ark. 2013).

Sirona, 2007 yılında MC XL'yi piyasaya sürdü. İnleyle, onleyle ve kuronlara ek olarak, köprüleri, abutmentleri ve cerrahi kılavuzları frezeleyebilmektedir. MC XL ayrıca bir önceki nesilden daha hızlı kazıma yeteneğine sahiptir. Tek kuronu 7 ila 11 dakikada üretebilmektedir.

2013 yılında, hasta başı kazıma ünitelerinin üç versiyonunu tanıtmıştır.

CEREC MC: Tanıtılan üçlünün en ucuz olanıdır. Boyutu 20 mm'ye kadar olan bloklardan tek üye inley, onley, kuron ve veneer üretebilmektedir.

CEREC MC X: Özellikleri birinci nesil MC XL'e çok benzemektedir. İnley, onley, kuron, veneer, dört üyeli köprü, abutment/vidalı kuron ve cerrahi kılavuz dahil olmak üzere çok geniş tedavi seçeneklerini üretebilmektedir. Freze ünitesinde, boyutu 40 mm'ye kadar olan blokları kazıma yeteneğine sahiptir.

CEREC MC XL Premium Paketi: Hasta başında yapılabilecek basit tedavilerin yanında karmaşık laboratuvar işlerini de yapabilen sistem, bu üç versiyonun en pahalı olanıdır. Dokunmatik ekran ve "ekstra ince" kumlama seçeneği mevcuttur. Tüm CAD/CAM materyallerini (plastik, seramik ve metal) ve 85 mm'ye kadar olan blokları

kazıyabilmektedir. İnley, onley, kuron, veneer ve dört üyeli köprülere ek olarak, abutment/vidalı kuron, cerrahi kılavuz, koping, bar, ataşman ve teleskop üretebilmektedir (Birnbaum ve ark. 2009; Galhano ve ark. 2012)

Dünyada en yaygın olarak kullanılan ağız içi tarama CEREC sistemi, CEREC AC Bluecam olarak bilinen dördüncü nesil ürünüdür. Işık kaynağı olarak mavi LED diyottan yayılan bir tür görünür mavi ışık kullanarak görüntüleri yakalar. CEREC AC Bluecam, ağzın dörtte birlik bölümünü 1 dakika içinde, antagonistini ise birkaç saniye içinde tarayabilmektedir. Daha sonra çıkarılan CEREC sistemi, CEREC AC Omnicam, 2012'de piyasaya sürülmüştür. Omnicam görüntüleme tekniği, ardışık görüntü alımının bir 3B modele dönüştürüldüğü, Bluecam görüntüleme tekniği ise alınan tek bir görüntünün veriye dönüştürüldüğü görüntüleme tarzıdır. Omnicam teknolojisi tek diş, kadran veya tam ark için kullanılabilir, ancak Bluecam sadece tek diş veya tek kadran için uygulanabilmektedir. Omnicam, toz sprey kullanımına ihtiyaç duymadan tarama yapılabilen ve doğal renkli hassas 3B görüntüler elde edebilmektedir. Toz sprey kullanılmadan tarama özelliği, daha geniş bir alanda tarama yapabilmesini sağlamaktadır (Galhano ve ark. 2012; Sannino ve ark. 2014; Ting-shu ve Jian 2015).

CEREC Primescan, Dentsply Sirona'nın en yeni tarayıcısıdır. Primescan'ın tarayıcı kamerası, 20 mm'ye kadar olan derinlikte saniyede 1 milyona kadar 3B veri noktasını yakalamak için yüksek çözünürlüklü sensörler ve kısa boylu dalga ışığı kullanmaktadır. Ayrıca buğusuz tarama için kendinden ısıtılmalı ve kablosuz özellikleri mevcuttur (Enjoy the Scan 2018) (Şekil 2)



Şekil 2 - CEREC Primescan sistemi

2.4.3.2. CEREC inLab



Şekil 3 - CEREC inLab Sistemi

2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Optik tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3B tasarım yazılımını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır (Şekil 3). Tasarım yazılımında bulunan patentli “biogeneric” özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyon yapılabilir. Bu sayede yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilmektedir. Tasarım bittikten sonra inLab MCXL frezeleme cihazıyla restorasyon hazırlanır. Bu cihaz ± 25 mikron hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. Sinterleme fırını olan inFire HTC Speed ile 5 üye köprü 90 dakikada sinterlenebilmektedir (Çelik ve ark. 2013). CEREC inLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü altyapılarıyla beraber üzerine kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak vermesidir. CAD-on olarak adlandırılan bu sistemde elle yapılan porselen yığılı yerine, altyapıyla tam uyumlu ve okluzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır. Özellikle lityum disilikat porselenin zirkonya üzerinde kullanılması uzun dönem başarı açısından ümit verici görünmektedir (Rekow ve ark. 2011).

2.4.3.3. DCS President (Digitizing Computer System)

DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Sistem dakikada 300.000 noktayı optik olarak ölçen bir optik tarayıcıya (Preciscan) sahiptir. Yazılım programında (DCS Dentform) tasarlanan restorasyon, frezeleme ünitesinde (Precimill) üretilir (Denry ve Kelly 2008). Cihaz aynı anda 14 üye tarayabilmekte ve 30 üye alt yapı kazıyabilmektedir. Cam seramik, metal ve güçlendirilmiş seramikleri freze etmesinin yanı sıra, restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan da (DC Titan) hazırlayabilen nadir CAD/CAM sistemlerinden bir tanesidir (Vult Von Steyern ve ark. 2005).

2.4.3.4. Cercon Sistemi



Şekil 4 - Cercon Sistemi

2002 yılında Dentsply firması tarafından üretilmiştir. Piyasaya ilk çıktığında sistem içinde mevcut olmayan CAD yazılımı (Cercon Art), Cercon Sistemine 2005 yılında optik tarayıcı (Cercon eye) ile beraber eklenmiştir (Şekil 4). Bu güncellemeden sonra standart bir CAD/CAM sistemine dönüşmüştür. Her bir üye 20 saniyeden kısa sürede, 10 mikron hassasiyetle taranabilmektedir. Kuron sınırları otomatik olarak belirlenmekte ve Cercon brain expert ile kazıma, Cercon heat plus ile sinterleme yapılmaktadır. Sistem 9 üyeye kadar yarı sinterize zirkonya blokları frezesini yapabilmektedir. Ayrıca 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapabilmektedir. Preperasyonu tamamlanan dişten alınan ölçü laboratuvara gönderilir ve model elde edilir. Dayanaklar ve kopinglerin mum modelasyonu yapılır, dijital ortamında taranır. 13500 derecede 6 saat Cercon fırınında uygulanacak sinterleme işlemi esnasında büzülme için %20 daha büyük modelasyon hazırlanır.(Anusavice 2003)

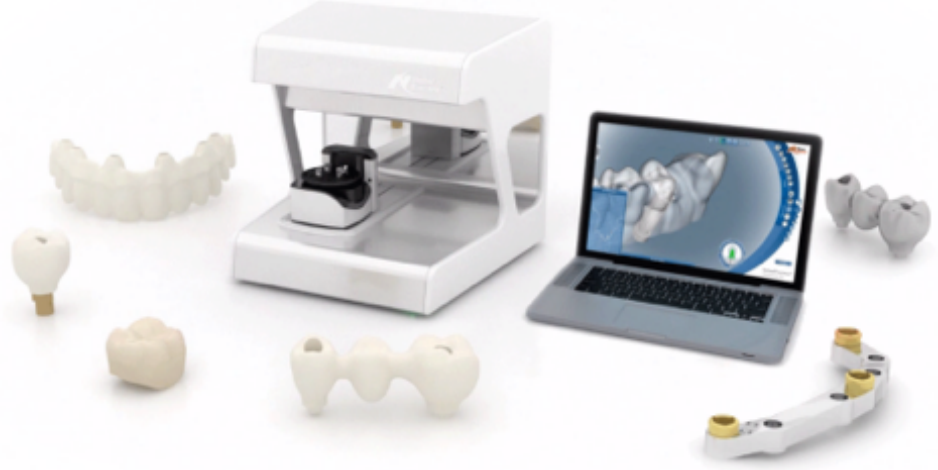
2.4.3.5. Everest Sistemi



Şekil 5 - Everest Sistemi

Everest sistemi (Kavo); 2002 yılında üretilmeye başlanmış olup CCD tarayıcı (Charged Coupled Device), freze ünitesi (Everest Engine), sinterleme fırını (Kavo Everest Therm) ve tasarımın yapıldığı bilgisayardan oluşan bir sisteme sahiptir. Tarama ünitesindeki (Everest Scan), döner tablaya yerleştirilen alçı model CCD kamera ile 20 µm hassasiyet ile taranabilmektedir (Şekil 5). Taranan verilerden 3B dijital bir model elde edilmektedir. Windows tabanlı yazılım programına aktarılan dijital model kullanılarak restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Tamamlanan tasarım işleminden sonra freze ünitesinde alt yapı blokları üretilmektedir. Beş eksenle frezeleme yapabilmekte, yüksek ayrıntı ve hassasiyet ile restorasyonlar üretmektedir. (Liu 2005)

2.4.3.6. Procera Sistemi



Şekil 6 - Procera Sistemi

Alümina Procera (Procera AllCeram), zirkonya koping (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) üreten bir CAD/CAM sistemi olan Procera, 1994 yılında piyasaya sürülmüştür (Şekil 6). Manuel tarama ünitesinde, modelin 20.000 ölçüm noktasından alınan veriler ile 3B görüntü elde edilmektedir. Bu görüntü internet üzerinden New Jersey/ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezine gönderilir. Üretim merkezinde porselenin büzülmesini kompanse etmek için genişletilmiş day'lar kullanılmaktadır. Genişletilmiş day üzerinde sinterlenmiş altyapılara porselen tepiminin yapılması ve bitimi için altyapılar tekrar laboratuvara gönderilir. Procera ile üretilen restorasyonlar için chamfer veya iç açısı yuvarlatılmış shoulder önerilmektedir (Andersson ve Odén 1993).

2.4.3.7. Lava Sistemi



Şekil 7 - Lava Sistemi

Lava sistemi 3M ESPE firması tarafından 2002 yılında üretilmiştir. Lava Scan ST optik tarayıcı, Lava CNC 240 veya 500 frezeleme ünitesi ve Lava Furnace 200 sinterleme fırınına sahip olan bir sistemdir (Şekil 7). Optik tarayıcı ile ana modeli taranır ve tasarım yazılımına aktarılır. Yazılım, otomatik olarak restorasyon bitim sınırlarını ve gövdenin oturacağı alanı önermektedir. Üretilen alt yapı, porselen büzülmesini kompanse etmek için %25 daha büyük tasarlanır. Her bir bloğa özgü olan barkod numarası frezeleme ünitesi tarafından okunduktan sonra yarı sinterize zirkonya blokların kazıma işlemine geçilir. Tek üye alt yapı 15 dakikada, üç üyeli köprüler yaklaşık 50 dakikada üretilmektedir. Üretilen alt yapıya sinterleme öncesi 7 farklı seçenekte renklendirme yapılabilmekte, bu sayede porselene daha iyi uyum göstermesi ve estetiğin artması sağlanmaktadır. (Piwowarczyk ve ark. 2005)

Lava C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2008 yılında piyasaya sürülen ağız içi dijital ölçü cihazıdır. Aktif dalga önü örnekleme prensibi ile çalışmaktadır. Tek lensli bir görüntüleme sisteminden 3B model elde edilmektedir. Üç sensör, aynı anda farklı açılardan görüntüleri yakalar ve görüntü işleme algoritmaları, odak içi ve odak dışı verileriyle, varsa tarama yüzeyinin eksik bölgelerini tamamlar. Her taramada, saniyede 10.000'den fazla veri noktası içeren yirmi 3B veri kümesi elde edilebilmektedir. Üretici firma, yüksek sayıda elde edilen veriler ile doğru görüntü kalitesini garanti etmektedir (Ting-shu ve Jian 2015).

2.4.3.8. 3Shape Sistemi

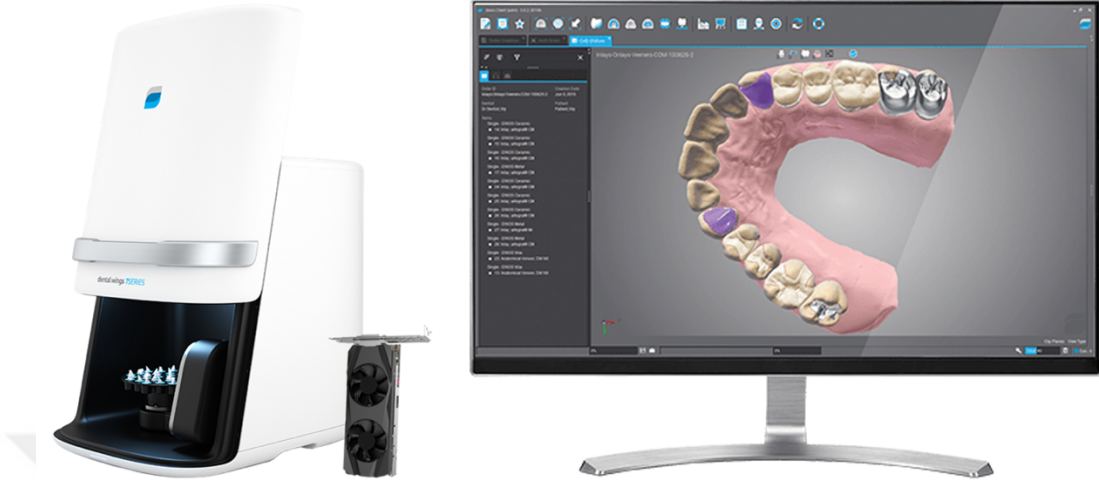


Şekil 8 - 3Shape ağız içi tarayıcı sistemi

3Shape firması, 2011’de Trios Standard’ı, 2013’de Trios Color’ı daha sonraki zamanlarda ise Trios 3’ü piyasaya sürmüştür. Daha kaliteli ve hızlı taramaya odaklanan firmanın, günümüzde ise çürük teşhis yöntemi DiagnoDENT ile birleştiren Trios 4 modeli de vardır (Şekil 8). Tarayıcı konfigürasyonu olarak; tekerlekli dokunmatik bilgisayar ve USB ile direkt bilgisayara bağlanan versiyon veya dental ünite monte edilebilen alternatiflerini sunmuştur. Buna ek olarak tarayıcı ucun kalem veya tabanca şeklinde kullanılabilmesi de ayrı bir avantajdır (Zimmermann ve ark. 2015). Trios, gerçek zamanlı tarama-işleme tekniğine dayalı video kayıt yöntemi ve konfokal prensibiyle çalışmaktadır. Trios'un tarayıcı ucu 760 g ağırlığındadır. Renkli tarama imkanı sunmaktadır (Park ve ark. 2015).

Tarayıcı, yüzeyin spreyleneşmesi gerekmeksizin konfokal mikroskopi prensibine dayanarak bir dizi video kaydı yapmaktadır. Verileri kaydetmek için seçilen derinliklerden odaklanmış ya da odaklanmamış görüntülerin elde edilmesini temel alan eş odaklı yöntem kullanılmaktadır. Trios tarayıcı sistemleri hem ortodonti hem de implantoloji alanında kullanılmaktadır. Ayrıca aparey yapımı, cerrahi rehber üretimi, implant destekli protezlerin dizaynı ve üretiminde de bu sistemden faydalanılabilir (Zimmermann ve ark. 2015)

2.4.3.9. Dwio Sistemi



Şekil 9 - Dwio Sistemi

Optik tarayıcılarda bulunan üçgenselleştirme teknolojisine benzer bir sistem olan Multiscan Imaging prensibiyle çalışmaktadır. Farklı doğrultuda 10 adet ağız içi kamera ve 5 adet ışık projektörü içermektedir (Şekil 9). Taranan kısımdaki dişlerin hem okluzal hem de bukkal-lingual görüntüsü eş zamanlı olarak kaydedilmektedir. Sistemde yüzeyin spreylemesini gerekir. Ayrıca tarama esnasında, tarayıcı ucun dişlerden belli bir miktar uzakta tutulması gerekir. Sistemde tarayıcı uç doğru konumdaysa yeşil ışık ile yanlış konumda ise kırmızı ışık ile kullanıcıyı uyarmaktadır. Tarayıcı sistem dokunmatik bir bilgisayar istasyonu içermektedir. Bu bilgisayar, hasta başında eldivenlerle dokunmaya gerek duyulmayacak şekilde sadece hareketlerle de kontrol edilebilmektedir. Dijital iş akışı DWOS Connect veri bulutu aracılığıyla gerçekleşmektedir. Daha sonra da veri bulutundan universal STL veri oluşturulabilir. Sistem hasta başında uygulanamamaktadır fakat laboratuvar tip tasarım ve iletişim ara yüzüne sahiptir. Dental Wings Dwio, ortodontik modellerin oluşturulması için kullanılabilir. Ancak bu sistemde ortodontik tedavi planlaması yapılamamaktadır (Zimmermann ve ark. 2015)

2.5. 3B Baskı Teknolojileri

3B baskı; mühendislik alanında, ürün tasarımında, üretimde ve tıp alanında devrim yapacağı konusunda büyük vaatlerle piyasaya sürülmüş yenilikçi bir teknolojidir. 3B baskı, dijital ortamda bulunan 3B model verilerinin fiziksel nesnelere hızlı bir şekilde dönüştürülmesini sağlamaktadır. 3B baskı; eklemeli üretim, hızlı prototipleme, katı serbest biçimli üretim veya katmanlı üretim gibi terimlerle de kullanılmaktadır. Bu teknoloji, çeşitli mühendislik ve biyomedikal alanlarda yaygın olarak uygulanmaktadır (Bandyopadhyay ve ark. 2015). Geleneksel üretim tekniklerinde, materyal katı bir bloktan genellikle aşındırılarak çıkarılır ve bu nedenle eksiltmeli üretim olarak bilinir. Tersine 3B baskı, nesnelere katman katman ekleyerek oluşturmanın çeşitli yöntemlerini tanımlayan genel bir terimdir (dolayısıyla “katmanlı üretim” terimi). İnce toz yatağına sıvı bir bağlayıcının eklenmesi prensibine dayalı baskı tekniği MIT’de geliştirilen ilk baskı konseptidir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı ile üretilen nesnenin tasarımı yapılmaktadır. Ardından üretim cihazına aktarılan veri, 3B nesneyi katmanlara ayırır ve nesne katman katman yazdırılır. Son zamanlarda 3B baskı teknolojisi, geleneksel biyoyumlu malzemeleri ve canlı hücreleri kullanarak komplike 3B fonksiyonel doku yapılarını baskı (biyoyazdırma) seviyesine kadar geliştirilmiştir (Crump 1989).

2.5.1. 3B Baskı Teknolojileri Tarihçesi

3B baskı; farklı katmanların ilavesi ile birlikte bir nesnenin üretimi için, eklemeli yöntemi tanımlamada yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu süreç, daha doğru bir şekilde eklemeli üretim olarak tanımlanabilir ve aynı zamanda hızlı prototipleme olarakta anılmaktadır (Dawood ve ark. 2015). 3B baskı cihazlarının piyasaya sürülmesi ile beraber diş hekimliği alanında CAM üretim sistemlerinde önemli gelişmeler yaşanmıştır. İlk 3B baskı cihazları 1980'lerin başında üretilmiştir. 1983 yılında Charles Hull, stereolitografi ile ilk kez 3B bir nesne üretmeyi başarmıştır. Milimetre altı düzeyde hassasiyetle çalışan 3B baskı cihazlarının kullanılması, 1990'larda tıp otoritelerinin dikkatini çekmiştir. İlk zamanlarda 3B yazıcılar, dental laboratuvarların iş akışına entegre olmuştur. Daha sonra CAD/CAM cihazlarının ve dijital yazılımların geliştirilmesi ile dental cerrahi işlemlere ve hasta başı tedavi konseptinin iş akışına da dahil olmuştur. Örneğin; protetik restorasyonların üretiminde, modernize edilmiş 3B baskı cihazları, yalnızca prototip oluşturmaya değil aynı zamanda geçici restorasyonlar için 80 MPa ve daha yüksek bükülme

mukavemetine sahip restorasyonların üretimine izin vermektedir (Zaharia ve ark. 2017; Park ve ark. 2020). Diş Hekimliğinde kullanılan CAD/CAM uygulamaları da 3B baskı cihazlarının gelişmesi ile beraber güncellenmeye devam etmektedir.

2.5.2. Ağız İçi Tarayıcıları ile Kullanım İlişkileri

Ağız içi tarayıcıların kullanım sıklığının artması ile birlikte diş hekimlerinin, taranan dişlerin fiziksel modelini üretmek için 3B baskı cihazlarına yönelmesine yol açmıştır. 3B bir modeli yazdırmak her zaman gerekli olmasa da gerekli durumlarda tedavilerle ilgili planlama ve nihai restorasyonların üretim süreçlerinde önemli rol oynayabilmektedir. Örneğin; dijital kütüphanede bulunan şablonlarla tedavi sonucunu simüle etmek ve hastaya en başta göstermek mümkün olmaktadır. Dawood ve arkadaşları, implantlar için cerrahi kılavuzları, ortodontik modelleri, kranyo-maksillofasial ve ortopedik implantları, implant ve protetik restorasyonlar için koping üretimlerini 3B baskı cihazların kullanım alanlarına örnek olarak göstermişlerdir (Dawood ve ark. 2015).

Bazı kullanıcılar, boşluk içeren ve ayrıntılı yüzeylere sahip yeni dental tasarımlar yapmak için 3B baskı cihazlarından yararlanmışlardır. 3B baskı cihazları ile kemik morfolojisine benzeyen yapıların üretimi yapılabilmektedir (Nulty 2021). Brown ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, geleneksel klinik iş akışını tamamen dijital iş akışına dönüştürmek için eklemeli yöntem kullanılmış ve dijital ölçülerden 3B baskı cihazı ile üretilen modelleri, aljinatla alınan ölçüye dökülen alçıdan üretilen modeller ile doğruluklarını değerlendirmek için karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda; 3B baskı cihazından üretilen modellerin, klinik olarak kabul edilebilir modeller olduğu ve tamamen dijital iş akışının klinikler için uygun bir seçenek olarak görülmesi gerektiğini savunmuşlardır (Brown ve ark. 2018).

Eklemeli üretim teknolojisi, son yıllarda pazar talebinin ve tasarım çeşitliliğinin artması ile birlikte çok çeşitli fonksiyonel ürünleri daha kolay üretebilmektedir. Buna ek olarak; 3B baskı cihazları ile üretilen materyallerin dayanıklılığı her geçen gün artmakta ve maliyetleri azalmaktadır (Katreva ve ark. 2016).

2.5.3. Eklemeli Üretim Teknikleri

Günümüzde diş hekimliği uygulamaları için birçok farklı 3B baskı cihaz çeşitleri bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan eklemeli üretim teknikleri; toz

yatağıyla üretim tekniği, materyal ekstrüzyonu, yapıştırıcı püskürtme (Binder Jetting), reçine polimerizasyonu (Vat polimerizasyon) olarak sıralanabilmektedir.

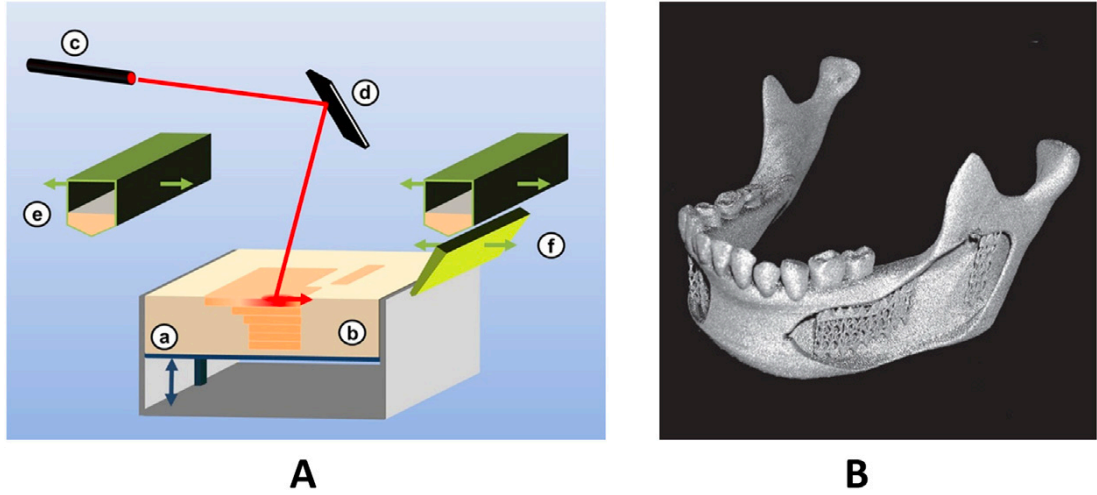
2.5.3.1. Toz Yatağıyla Üretim Tekniği (Powder Bed Fusion)

Çalışma prensibi bir toz yatağı içerisindeki seramik veya metal tozun lazer ışını ya da başka bir bağlayıcı ile katmanlı olarak üretilmesi temeline dayanmaktadır (Yang ve Miyanaji 2020). Üretimin ilk safhasında tabla en üst konumdadır. Tablaya üretimi istenilen materyaller serpilir. Serpilmiş partiküllerin kalınlığı üretilecek materyalin z eksenini oluşturur. Dijital olarak üretilmesi planlanan son ürünün x ve y düzlemlerini oluşturmak üzere bir lazer ışını tablaya gönderilir. Böylece z eksen kalınlığı kadar partiküller kaynaştırılmış olur. Daha sonra tabla bir miktar aşağı iner ve bir merdane ya da bir bıçak hareketiyle yeni partiküller yüzeye yayılır. Ardından ışınlama işlemi gerçekleştirilir. İstenilen nesne üretilene kadar bu işlem tekrar eder. Bu teknikte metal, seramik ve plastik nesnelere üretilmektedir (Guo ve Leu 2013). Bu sistem ile çalışan teknikler; Seçici lazer sinterizasyon (SLS), Seçici lazer eritme işleminde (SLM), Elektron ışınli eritmesi (EIM) olarak sıralanmaktadır.

2.5.3.1.1. Selektif Lazer Sinterleme (SLS)/ Selektif Lazer Eritme (SLM)

Selektif Lazer Sinterleme (SLS)/seçici lazer eritme (SLM) cihazı, baskı için başlangıçta toz partiküller kullanır. Tozun boyut ve morfolojisi, üretilen yapının geometrisinde önemli bir rol oynamaktadır (Dawes ve ark. 2017)

Sisteme ait lazer, tablaya serpilmiş tozun üzerine nesnenin şeklini çizer ve soğutma sırasında kaynaştırır, bu da parçanın alt tabakasını oluşturur. Daha sonra bölme aşağı iner, yeni toz tabakası serilir ve erime tekrar başlatılır. Bu işlem 3B nesne ortaya çıkana kadar tekrarlanmaktadır. Lazer sinterleme / eritme, metal, plastik ve seramik nesnelere oluşturmak için kullanılabilir (Gross ve ark. 2014). SLM tekniğinde, malzemeleri tamamen eriten tek aşamalı bir toz yatağı füzyonu bulunmaktadır. Bunun dışında, SLS tekniği ile benzer objeler üretilmektedir (Şekil 10). Bununla birlikte yüksek enerjili lazer kullanmaktadır. Bağlayıcının uzaklaştırılması ve sinterizasyon aşamalarına ihtiyaç yoktur (Rekow 2020).



Şekil 10 - (A) SLS işleminin şematik diyagramını göstermektedir. Bu, (a) dikey olarak hareketli platform, (b) toz yatağı, (c) lazer kaynağı, (d) ayna, (e) toz besleme stoku ve biriktirme haznesi ve (f) tozların tesviye edilmesi ve dağıtılması için bıçaktan oluşmaktadır. Başlangıçta, metal tozu toz hammaddesinden ve biriktirme haznesinden (e) beslenir ve bıçak (f) tarafından eşit olarak dağıtılır. Daha sonra lazer (c) alt katmanın şeklini tarar. Bundan sonra, bölme aşağı iner, yeni bir toz tabakası serilir ve işlem, nesneyi oluşturmak için her katmanı birer birer oluşturularak tekrarlanır. Son olarak, model yazdırılır ve destek yapısı kaldırılır (B), SLM teknolojisi kullanılarak titanyumdan üretilen özel yapım insan çenesini göstermektedir.

2.5.3.1.2. Elektron Işınli Ergitme (EIM)

EIM tekniğinde, partiküller üzerine ısıtılmış tungsten filamentten yayılan elektron enerjisi gönderilir. Elektronlar ışık hızının yarısı kadar bir hızla toza temas ederek kinetik enerjiyi ısı enerjisine dönüştürür ve toz eriyerek birleşir. Daha sonra üretilen katman dikey yönde hareket eder ve yeni toz tabakası serpilir. Bu işlem tasarlanan materyal üretilene kadar devam eder. Bu yöntem ile metal nesnelere üretilmektedir. Üretim yüksek vakumlu bir ortamda gerçekleştirilmektedir. Mekanik özellikleri yeterlidir. Buna rağmen erimemiş partiküller gözlemlenebilir (Van Noort 2012; Srivastava ve ark. 2020).

2.5.3.2. Bağlayıcı Püskürtme

Bağlayıcı Püskürtmeli Eklemeli Üretim'in temelleri 1990'lı yıllarda Massachusetts Teknoloji Enstitüsü tarafından atılmıştır. Bu yöntemde üretim için temelde iki farklı materyal kullanılmaktadır. Bunlardan ilki ana materyal olan toz partikülleridir. Bu toz partiküller; seramik, polimer, kompozit ve metal tozları olabilmektedir. İkincisi ise toz halindeki ana materyali birbirine bağlayan genelde reçine olarak bilinen sıvı bağlayıcı maddedir (Bai ve ark. 2020). Üretimin ilk safhasında, toz partiküller tabla üzerine serilir. Ardından püskürtmeli yazıcılara benzer bir başlık, bağlayıcı malzemeyi damla damla katman üzerine püskürtür. Püskürtme işlemi sonucunda, istenen geometri iki boyutlu olarak elde edilir. Daha sonra tabla

biraz aşağı iner ve bir sonraki katmana geçilerek aynı işlemler tekrarlanır. Nihai olarak parça 3B hale getirilir. Üretim işlemi bittiğinde parça ham haldedir. Genellikle mekanik özellikleri iyileştirmek için kaplama, infiltrasyon vb. son işlemlerin uygulanması gerekmektedir (Meteyer ve ark. 2014).

2.5.3.3. Materyal Ekstrüzyonu

Materyal ekstrüzyonu tekniği; bir başlıktan, sıcaklığı kontrol edilen kısmen eriyik formda olan filamentlerin yatay ve dikey yönde bir tablaya yığılması ve sertleşmesi ile 3B objenin üretilmesi temeline dayanmaktadır. Objenin üretildiği tabla, her tabaka oluşumundan sonra dikey yönde hareket etmektedir. Bu hareket 3B obje üretimini tamamlanıncaya kadar devam etmektedir (Ligon ve ark. 2017). Başlık ucunun genişliği, yönlendirilmenin yapıldığı kolların hassasiyeti ve partiküllerin molekül özellikleri üretilen 3B ürünün fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Bu tekniğin avantajı maliyetinin düşük olmasıdır. Üretim hızının diğer eklemeli yöntemlere kıyasla düşük olması, filamentlerin başlıktan çıkış hızının tutarsızlığı, başlık tıkanıklığının yaşanabilmesi, son ürünün yüzey kalitesinin yüksek olmaması dezavantajları arasında sayılmaktadır (Mansfield ve ark. 2019). Bu teknikle üretilen termoplastik ve seramik ürünler, günümüzde otomotiv endüstrisi, tıp, uzay bilimleri ve birçok farklı alanda kullanılmaktadır. Eriyik yığma modelleme (EYM), Robocasting (Direk ink-writing), Ink-Jet baskı (Materyel jetting) materyal ekstrüzyon teknikleridir (Zocca ve ark. 2015).

2.5.3.3.1. Erimiş Yığma Modelleme (EYM)

Dünyadaki en popüler ve en ucuz 3B baskı yöntemidir. Filament Ekstrüzyon cihazları kullanılan yöntemde termoplastik nesnelerin rimi yapılabilmektedir. Genellikle Erimiş Filament ile Üretim olarak adlandırılırlar. Filament makarası 3B cihaza yerleştirilir ve ekstrüzyon başlığına yazıcının borusu ile iletilir.

Baskı cihazının borusu gerekli sıcaklığa kadar ısıtılır, akışkan kıvama getirilir ve filamanı olduğu boru boyunca iter. Ekstrüzyon borusu, materyali plakanın üzerine katılaştırmak için koyarak belirtilen koordinatlar boyunca ilerler. Bu enine kesit baskı döngüsü, nesne tamamen üretilene kadar katman katman oluşturularak tekrarlanmaktadır (Guo ve Leu 2013).

2.5.3.3.2. Doğrudan Mürekkeple Yazma (Direct-Ink-Writing, Robocasting)

Doğrudan Mürekkep Yazma (DIW) ve Mikrorobotik Biriktirme (μ RD) olarak da bilinen Robocasting (RC), mürekkeplerin doğrudan ekstrüzyonuna dayanan bir eklemeli üretim teknolojisidir. Teknik ilk olarak 1996 yılında Sandia Ulusal Laboratuvarlarında Düşük Bağlayıcı Bulamaç ile Nesneleri Serbest Biçimlendirme tekniği için bir yöntem olarak geliştirilmiştir (Smay ve ark. 2002). Teknik, yüksek konsantrasyonda (%35-50) koloidal seramik toz süspansiyonlarının çözücü ve bağlayıcı ile bulamaç şeklinde karıştırılması sonrası bulamaçların püskürtme yoluyla ekstrüze edilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra bağlayıcı uzaklaştırılır ve sinterizasyon işlemi gerçekleştirilir (Kessler ve ark. 2020).

2.5.3.4. Ink-Jet Baskı (IJP)

Ink-jet baskı sistemlerinde; dijital veriler baskı kodlarına dönüştürülerek baskı gerçekleşir. Baskı başlığı yatay (Y) yönde hareket ederken malzemenin yer aldığı tabla dikey (X) yönde hareket etmektedir. Mürekkep tanklarındaki mürekkep, baskı malzemesi üzerine püskürtülerek iki boyutlu bir desen oluşturulur. Sonrasında yazdırılmış katmana ultraviyole ışık gönderilerek sertleştirilir. Bu adımlar 3B nesne ortaya çıkana kadar tekrarlanmaktadır. Ardından sinterizasyon aşamasına geçilmektedir (Zocca ve ark. 2015). Bu teknik ile poliester ve pamuklu kumaşlar, seramik, metal, plastik nesnelere üretilmektedir. Ekonomik bir üretim tekniği olan Ink-jet baskıda, artık materyal miktarının az olması ve hızlı üretim kapasitesi sebebi ile tercih edilen yöntemlerden biri olmuştur (Galante ve ark. 2019).

2.5.3.5. Reçine Polimerizasyonu Tekniği

Bu teknikte; ultraviyole ışık demeti, reçine tankının içinde bulunan likite ulaştığında zincirleme tepkime başlatmaktadır. Bu tepkimeler sonucunda likit yüzeyinde belirli alanlar katılaşmaktadır. Katılaşmaya başlayan bu alanların daha düşük güçteki ultraviyole ışıkla kürlenmesi sağlanmaktadır. Bu kürlenmeden sonra tabla polimerize olan alan kadar aşağı iner ve 3B nesne tamamlanana kadar bu işlemler devam eder. Bu teknikle ışıkla polimerize olabilen rezinler ve seramik materyaller üretilmektedir (Halldorsson ve ark. 2015; Schaub ve ark. 1997).

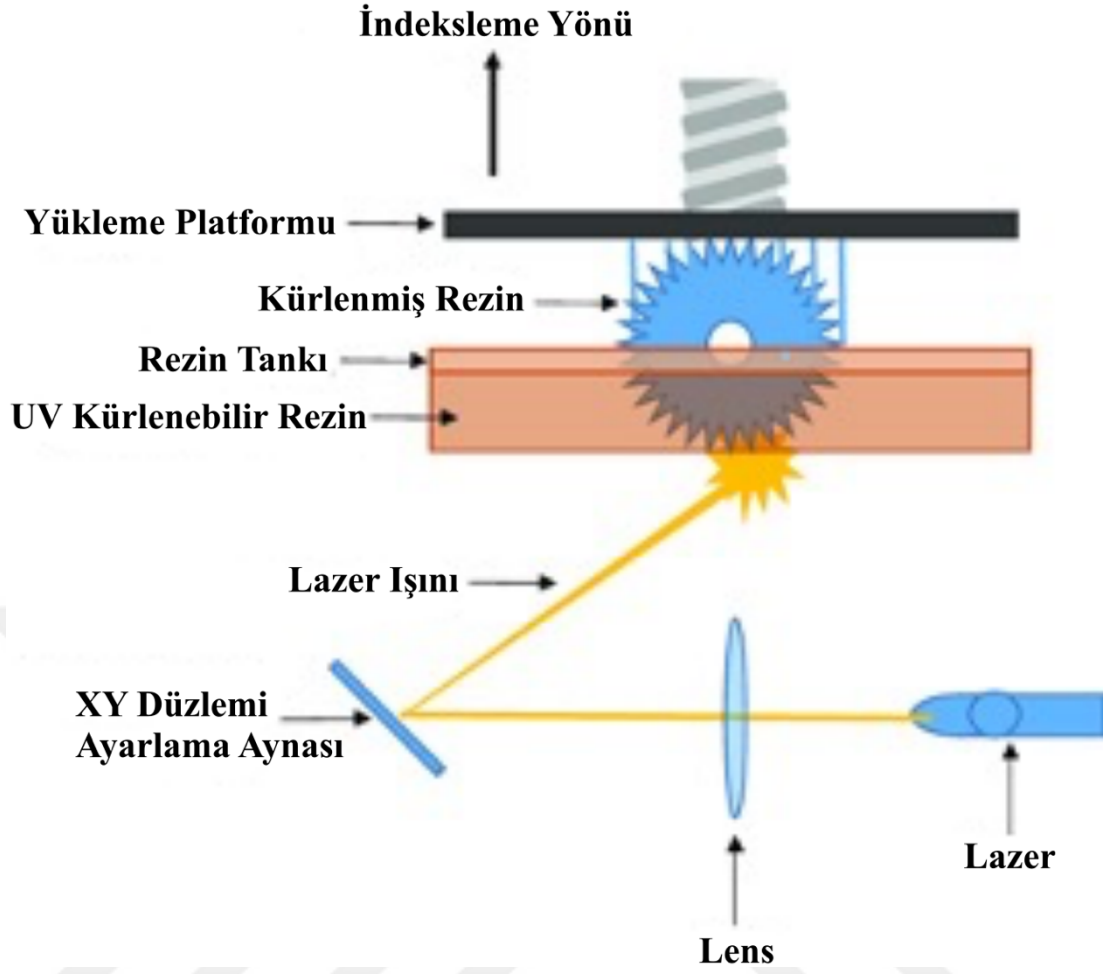
- 1- Stereolitografi (SLA)
- 2- Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)

2.5.3.5.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA), platform olarak ışığa duyarlı reçine haznesine ve reçinenin polimerizasyonu için bir ultraviyole lazere sahip olan popüler bir baskı teknolojisidir. SLA, içinde bulunan ışığa duyarlı sıvı reçinenin polimerizasyonu için yüksek güçlü bir lazer kullanır (Şekil 11). 3B baskı cihazında yer alan lazer ışık kaynağından gelen ışık, yazıcının baskı haznesine dökülen ışığa duyarlı reçineyi, reçinenin molekül zincirlerini birbirine bağlayarak kürler ve reçinenin sertleşmesiyle 3B model oluşturmaktadır (Zhang ve ark. 2020).

Baskı süreci, yapı platformu reçine tankına alçaldığında başlar. Yapı platformu, son tamamlanan katman ile tankın tabanı arasındaki katman yüksekliğine eşit bir boşluk bırakır. Sırasıyla X ve Y eksenini kontrol eden galvanometreler olarak bilinen iki motor, bir çift aynaya açı vermek üzere birlikte çalışır ve reçinenin polimerizasyonu için baskı alanı boyunca bir lazer ışını gönderir (Prasad ve ark. 2018). Sertleşen katman daha sonra tankın altından ayrılır ve yapı platformu, alttan taze reçinenin akmasına izin vermek için yukarı hareket eder. İşlem, baskı tamamlanana kadar tekrar etmektedir (Oberoi ve ark. 2018).

SLA 3B baskı cihazı teknolojileri, rezin hacminin azaltılması ve yüzeydeki oksijen inhibisyon tabakasının ortadan kaldırılması gibi çeşitli avantajlara sahiptir, bu da sonuç olarak son ürünlerdeki toplam gözenek miktarını en aza indirmektedir. SLA tekniğinin, x-y eksenini boyunca yüksek üretim doğruluğu sunduğu da gösterilmiştir. 3B baskı teknolojisindeki SLA tekniğinin z eksenindeki doğruluğu, birden çok faktöre bağlıdır. Bu faktörleri; CAD tasarımı, katman kalınlığı, malzeme özellikleri, veri işleme ve dijital modelin özellikle kavisli veya açılı yüzeylerdeki yönelimi olarak sıralayabiliriz (Alharbi ve ark. 2016).



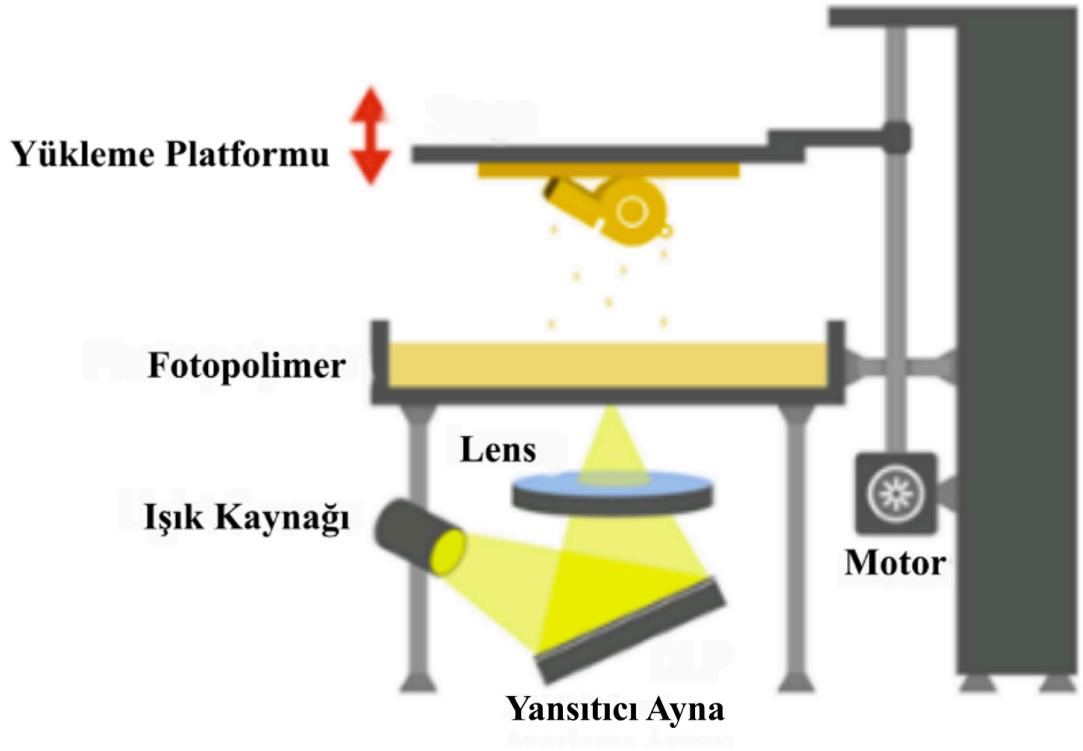
Şekil 11 - SLA'nın üretim tekniği şeması

2.5.3.5.2. Digital Light Processing (Dijital Işık İşleme)

Dijital ışık işleme (DLP) tekniği, yapı olarak SLA tekniği ile aynıdır. Aralarındaki en önemli farklardan biri, SLA'da tek bir lazer veya ultraviyole ışık kaynağı ile polimerizasyon sağlanırken; DLP'de ışık kaynağından çıkan ışık demeti, özel bir dijital ışık projeksiyonu ile yansıtılmaktadır. Reçine yüzeyinde tek seferde tam bir tabakanın polimerizasyonu sağlanabildiğinden ve ardışık tabakalar arasındaki işlem hızlıca devam ettiğinden; SLA'ya kıyasla daha hızlı bir üretim yöntemi olarak kabul edilmektedir (Price ve Noujeim 2015).

Dijital ışık işleme (DLP) tekniği yüksek düzeyde detay ve doğruluk gerektiren, uzamsal olarak desenli doku iskeletlerinin üretimi için geliştirilmiştir. Işık, Işık Yayan Diyot (LED) ekranı veya bir UV ışık kaynağı (lamba) üzerinde bulunan Dijital Mikro ayna Cihazı (DMD) ile reçineye yansıtılmaktadır. Yüzey kürlenmesini gerçekleştirmek amacıyla DMD görüntüyü doğrudan tüm alana yansıtılmaktadır. Bir tarama tek bir katmanda kürlenme sağlamaktadır, bu sayede baskı oranı da artmaktadır (Şekil 12).

Sistemde doğruluk büyük oranda DMD cihazının çözünürlüğüne bağlıdır. Detaylı modellerin elde edilmesi, ışığa duyarlı reçinenin kullanımına ve DMD' nin çözünürlük kalitesine bağlıdır (Borlaf ve ark. 2019). Objeler, bu teknikte aşağıdan yukarıya veya yukarıdan aşağıya doğru yapılandırılarak üretilebilir. Objeyi oluşturmak için gereken süspansiyon miktarının daha az ve ucuz olması aşağıdan yukarı yapılandırmanın avantajları olarak söylenebilmektedir. Ancak yukarıdan aşağıya yapılandırma gerçekleştiren baskı cihazları, tek seferde daha büyük alanda nesnelere üretebilmektedir (Lee ve ark. 2015). SLA yazıcılarına göre daha hızlı model oluşturmakta ve daha az atık madde üretmektedir. Ancak SLA tekniğine göre üretilen objelerin çözünürlüğü daha düşüktür (Lu ve ark. 2006).



Şekil 12 - DLP'nin üretim tekniği şeması

2.6. Marjinal Uyum İnceleme Yöntemleri

Restorasyonların sızdırmazlığı dolayısıyla başarısı siman film kalınlığından etkilenmektedir. Film kalınlığının az olması aynı zamanda restorasyonun dişe tam oturmasına bağlıdır. Siman film kalınlığını etkileyen bazı faktörler; diş kesim formu, internal uyumlama tekniği, restorasyonun yapım tekniği ve üretildiği materyal, simantasyon aşaması olarak sıralanabilir (Ushiwata ve de Moraes 2000).

Marjinal adaptasyon, restorasyonların kole bölgelerinde bulunan aralığın ölçülmesi ile değerlendirilmektedir. Marjinal adaptasyon farklı terimlerle

tanımlanmıştır. Bunlar; marjinal aralık, taşkın kenar, yetersiz kenar, vertikal marjinal açıklık, horizontal marjinal açıklık, mutlak marjinal açıklık, oturma uyumsuzluğudur (Holmes ve ark. 1989). Eksternal marjinal adaptasyon, basamak sınırıyla restorasyonun birleşim sınırındaki aralık olarak tarif edilmektedir. İnternal marjinal adaptasyon için ise kesit almak gereklidir ve siman film kalınlığı ile ilgilidir (Çelik ve ark. 2002). Taramalı elektron mikroskopu, stereomikroskop, profilometre, 3B tarama, bilgisayarlı x-ray mikrotomografi teknikleri, marjinal ve internal aralık ölçümü için kullanılan in-vitro yöntemlerdendir (Brukl ve Philp 1987). Silikon replika tekniği marjinal aralığı ve siman kalınlığını ölçmeye yarayan örneklerin zarar görmediği bir yöntemdir (Rahmé ve ark. 2008). 3B tarama yönteminde örnekler 3B değerlendirebilir fakat hata payı yüksektir. Bu da sonuçları etkilemektedir (Luthardt ve ark. 2004).

Protetik tedavi amacıyla üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumları farklı yöntemlerle ölçülebilmektedir.

2.6.1. Direkt Teknik

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde en sık kullanılan tekniktir (Nawafleh ve ark. 2013). Bu yöntemde siman payını taklit eden bir materyal yoktur. Üretilen restorasyon ana model üzerine yerleştirilmekte ve elektron mikroskopu yardımı ile fotoğraf kayıtları alınmaktadır. Fotoğraflar üzerinden bilgisayar yardımı ile ölçümler yapılmaktadır. Restorasyonun zarar görmemesi ve silikon replikaya tekniğinde kullanılan materyallere bağlı kontraksiyonun olmaması bu tekniğin en önemli avantajlarından (Vahidi ve ark. 1991). İn vitro çalışmalarda kullanılabilir. Sadece marjinal uyumun görüntülenebilmesine bağlı olarak, internal uyumun değerlendirilememesi ve referans noktalarının standardizasyonun sağlanamaması bu tekniğin dezavantajlarından (Contrepolis ve ark. 2013).

2.6.2. 3B Tarama Verileri Kullanılarak Yapılan Ölçümler

Bu teknikte preperasyonu yapılmış dişin dış yüzeyi ve tasarlanan krunun iç yüzeyi, dijital ortamda üst üste bindirilmekte ve uyumu ölçülmektedir. Restorasyona zarar vermemesi en büyük avantajlarından. Fakat tarama esnasında oluşabilecek hatalar bu tekniğin olumsuzluklarından (Luthardt ve ark. 2004).

2.6.3. Silikon Replika Tekniği

Bu teknikte üretilen restorasyon, model dişle akışkan kıvamlı silikon materyali kullanılarak parmak basıncı ile yerleştirilmektedir. Silikonun polimerizasyonunu

tamamlamasının ardından restorasyon dikkatli bir biçimde modelden uzaklaştırılır. Modelde kalan polimerize olmuş akışkan kıvamlı silikonun üzerine koyu kıvamlı silikon maddesi yerleştirilir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra silikon modelden ayrılır. Silikondan alınan kesitlerin ölçümü mikroskopta altında yapılmaktadır (Reich ve ark. 2005).

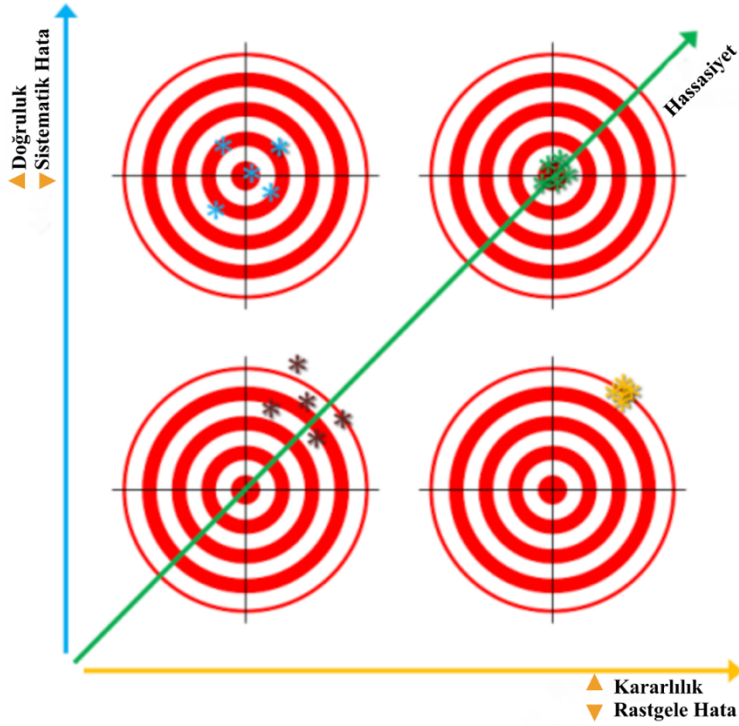
2.6.4. İnvaziv Teknik

Kesitlendirme yöntemine dayanan bir tekniktir. Çekilmiş dişlere standardize edilmiş restorasyonlar uygulanmaktadır. Bu dişlerden elde edilen kesitler ışık mikroskobu altında incelenmektedir. Restorasyonlardan kesit almanın zorluğu, kırılma gibi durumlar dezavantajlarıdır (Good ve ark. 2009). Bu metotta yapılan ölçüm sayısı, kesitlendirilen düzlem sayısı ile kısıtlıdır (Mitchell ve ark. 2001).

2.7. Hassasiyet, Doğruluk ve Kararlılık Kavramları

3B tasarımların ve üretimlerin uygunluğunu ve gerçeğe yakınlığını kantitatif olarak değerlendirebilmek amacıyla birtakım ölçümler yapılmaktadır. Bunlar da hassasiyet (accuracy), doğruluk (trueness), kararlılık (presicion)'tır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü'ne (ISO) göre hassasiyet kavramı doğruluk ve kararlılık (ISO 5725-1) olarak iki başlıkta tanımlanabilir.

Doğruluk; genel olarak ölçülen bir değer bilinen bir değere veya standarda göre ne kadar yakın olduğunu ifade eder (Menditto ve ark. 2007). Bir ölçüm yönteminde gerçek değer tam olarak bilinemesi de genellikle ölçülen özellik için kabul edilmiş bir referans değeri bulunmaktadır. Ölçüm yönteminin doğruluğu, kabul edilen referans değeri ile ölçüm yönteminin verdiği sonuçların düzeyi karşılaştırılarak araştırılabilir (ISO 5725, 1994) Kararlılık ise tekrarlanan ölçümler arasındaki benzerliği ifade eder (Menditto ve ark. 2007). Kararlılık, bir materyalin aynı koşullar altında üretilmesi sırasında standardize edilemeyen hatalara atfedilmektedir. Hassasiyet; bir ölçüm sonucu ile ölçülenin değeri arasındaki uyuşmanın yakınlığını ifade eden niteliksel bir performans özelliğidir (Şekil 13). Bir sonucun hassasiyetine ilişkin nicel bir tahmin, ona verilebilecek güven derecesini ve bu sonuca dayalı kararların güvenilirliğini tanımlamaktadır (ISO 5725, 1994).



Şekil 13 - Doğruluk ve kararlılık grafiği

2.7.1. Doğruluk ve Kararlılık Ölçümü

Türkçeye karekök ortalama olarak çevrilen “Root Mean Square” değişen miktarların büyüklüğünün ölçülmesinde kullanılan istatistiksel bir ölçüttür. 3B yazılım kullanılarak, CAD tasarımı ve CAM ile üretilen nesnelerin dijital verileri birbirlerine en yakın konumda hizalanır ve bu iki verinin 3B modellerinin tüm nokta bulutlarının uzaklıklarının ortalaması, karekök ortalamayı (RMS) hesaplamak için kullanılır. Negatif veya pozitif değerler almaz Hesaplanan RMS nin birimi ölçümü yapılan nesnenin ölçüm birimi ile aynıdır.

Çalışmamızda; CAD tasarımı ile CAM ile üretilen geçici kuronların tarama verileri arasındaki boyutsal farkların ölçümü karekök ortalama (RMS) ile hesaplanmıştır. RMS aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır.

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}{n}}$$

Burada x1 CAD referans verisini, x2 farklı gruplar için tarama verilerini ve n ölçüm yüzeyini belirtmektedir (Kang ve ark. 2018).

2.8. Aşınma Ölçme Yöntemleri

Klinik çalışmaların zaman alıcı ve pahalı olmasından dolayı, araştırmacılar, yeni geliştirilen restoratif materyallerin klinik aşınma ve dayanımlarını değerlendirilebileceği basit, hızlı ve ucuz yöntemler bulmayı hedeflemişlerdir (Mair ve ark. 1996). Laboratuvar ve klinik çalışmalarda elde edilen sonuçlar her zaman aynı olmasa da simülatörler; yeni üretilmeye başlanan materyallerin aşınma ve dayanımını geliştirmek için fikir vermektedir. Bu amaçla ağız içi çiğneme sürecini taklit etmek amacıyla çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir (Yap ve ark. 1997).

2.8.1. Profilometre

Mekanik ve optik profilometreler başta olmak üzere farklı başlıklar altında sınıflandırılabilir. İki boyutlu ölçüm yapabilen mekanik profilometreler; örnek yüzey üzerinde doğrusal bir mesafe katederek, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeye temas ederek, yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Sensör X ekseni boyunca hareket etmekte ve dikey eksenindeki mesafeleri ölçmektedir. Optik profilometreler üç-boyutlu ölçüm yapabilen makinelerdir. Yüzey ile fiziksel olarak temas etmezler. Optik ışınla tarama yapmaktadırlar. Cihaz, yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafelerde ölçüm yapmaktadır (Joniot ve ark. 2006).

2.8.2. 3B Lazer Tarayıcı

3B tarayıcı; aşınmayı ölçmek için kullanılan en iyi yöntemdir. Materyalden alınan aşınma öncesi ve sonrası üç boyutlu görüntülerin karşılaştırılması temeline dayanmaktadır. Bir ışık kaynağı, bir veya daha fazla kamera ve taranan nesnenin pozisyonunu destekleyen birkaç hareket ekseninden oluşmaktadır. Üst üste çakıştırılan görüntüler arasındaki yüzey farklılıklarını hacimsel olarak ölçmektedir. Bu tekniğin tercih edilme sebepleri arasında; doğru, operatörden bağımsız veri kıyasının yapılabilmesi ve bu verilerin depolanabilmesi yer almaktadır. Özel donanım, yazılım gerektirmesi ve maliyetinin yüksek olması ise dezavantajlarından (DeLong 2006)

2.9. İn – Vitro Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık özelliklerinin verileri için uzun dönem klinik çalışmalar gerekmektedir. Klinik çalışmalarda parametrelerin standardize edilmesi zordur ve maliyeti yüksektir (Heintze ve ark. 2011). Restoratif materyallerin fiziksel dayanımının tespit edilmesi için ağız içi koşullar laboratuvar ortamında taklit edilebilmelidir. Bu amaçla çeşitli cihazlar geliştirilmiştir.

2.9.1. Çiğneme Simülatörü

Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıklarına neden olabilen çiğneme kuvveti, tükürük, ısısız değişimler, asidik veya bazik pH gibi faktörleri içermektedir. Ağız içi koşulların gerçeğe yakın taklit edilmesi doğru sonuç elde etmek için önemlidir. Materyalin yorulmasının test edilebilmesi amacıyla örneklere araştırmacı tarafından ayarlanabilen frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Örnekler, ağız ortamını taklit edilebilmesi amacıyla çeşitli solüsyonlar (salin, saf su, serum fizyolojik gibi) içerisinde bu cihazlara yerleştirilmektedir (Steiner ve ark. 2009). Daimi dental restorasyonların yaşlandırılması için çeşitli sikluslar kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar 1,2 milyon siklusun 5 yıllık yaşlanmaya denk olduğunu savunurken, bazı araştırmacılar siklus sayısından daha çok siklus frekansının önemli olduğunu savunmaktadır. (Sakaguchi ve ark. 1986; Karl ve Kelly 2009; Rues ve ark. 2011). Bunlardan bazıları ilave nem ve kontrollü sıcaklık değişimi uygulayabilmektedir. Sulu ortama maruz kalmak, dental materyallerin mekanik özelliklerini etkilemektedir (DeLong 2006). Restorasyonların in vitro yaşlanması için literatürde; ortalama 120,000 siklusun 6 aylık yaşlanmaya denk geldiğini söylemişler ve geçici restorasyonların yaşlandırılması için yeterli olduğunu savunmuşlardır (Cha ve ark. 2020; Myagmar ve ark. 2021).

2.9.2. Termal Siklus

Ağız ortamını taklit etmek için termal siklusun (TS) yapılması gerekmektedir (Kelly 1999). Birçok çalışma, TS sıcaklık değişimini 5°C-55°C olarak kullanılmasını önermiştir (Mayer ve ark. 2021). Termal siklus sayısı ve suda bekleme süresi çalışmalarda değişkenlik göstermektedir. Genelde TS, mekanik yüklemeye birlikte yapılmaktadır. Termal siklusun sayısı, çiğneme süresinin uzunluğuna ve TS için planlanan bekleme ve duraklama süresine bağlıdır (Gale ve Darvell 1999). TS esnasında; sıcak su rezin hidrolizini hızlandırmaktadır. Su emilimi ve reaksiyon sonrası ortaya çıkan son ürünler, iyi polimerize olamayan rezin oligomerlerin atılmasına neden olmaktadır (Santerre ve ark. 2001).

Bu bilgiler ışığında güncel literatür incelendiğinde günümüzde çok aktif kullanılan CAD/CAM ve 3B baskı cihazı ile üretilen geçicilerin, marjinal uyumları, iç yüzey doğruluğu ve okluzal aşınma miktarları değerlendirilmiş olsa da (Angwarawong ve ark. 2020; Cha ve ark. 2020; Bud ve ark. 2021) konvansiyonel, CAD/CAM ve 3B baskı cihazı ile üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumu, üretimin iç ve

okluzal yüzeylerinin doğruluğu ve kararlığı, ayıca okluzal aşınmanın aynı anda değerlendirildiği literatür çalışmasına, bu araştırmaı yaptığımız tarih itibari ile rastlanmamıştır.

Bu nedenlerden dolayı çalışmamız; konvansiyonel, CAD/CAM, 3B baskı yöntemleri ile üretilen geçici restorasyonları, uyum, doğruluk, kararlılık ve yorulma sonrası aşınma değerleri bakımından karşılaştırmaı amaçlamıştır.

Buna göre 4 farklı sıfır hipotezi kurulmuştur:

1. Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumu arasında fark yoktur.
2. Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların i ve okluzal yüzeylerinin doğruluğu ve kararlılığı arasında fark yoktur.
3. Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların yaşlandırma sonrası aşınma değerleri arasında fark yoktur.
4. Farklı 3B baskı PMMA materyalleri ve farklı üretim açısı ile üretilen geçici restorasyonların uyumu, doğruluğu ve kararlığı, aşınma değerleri arasında fark yoktur.

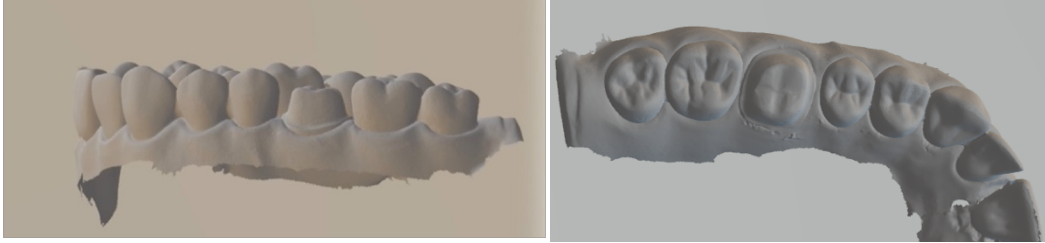
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi dikkate alınarak yapılmıştır. Çalışma için Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır (28.04.2022 tarih ve 2022/17-133 sayılı karar). Bu çalışma Necmettin Erbakan Üniversitesi CAD/CAM ve araştırma laboratuvarlarında yapılmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması ve Gruplandırma

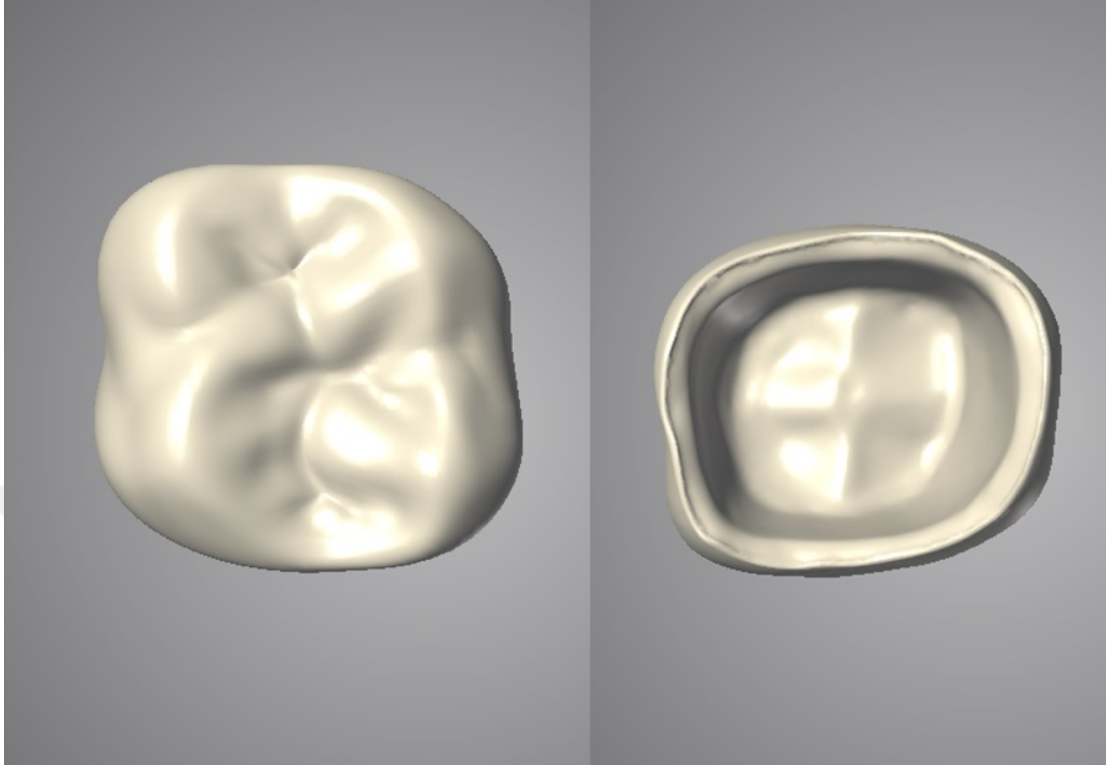
Çalışmamız için maksiller diş-çene modeli (AG-3: Tipodont yetişkin model; Frasco GmbH, Almanya) üzerinde 16 numaralı diş chamfer basamak tipinde 0.8 mm basamak genişliği ve 1.5 mm okluzal redüksiyon olacak şekilde bir tam seramik restorasyona uygun bir preparasyon yapılmıştır. Çalışmamızın herhangi bir aşamasında hiçbir şekilde insan veya canlı dişi kullanılmamıştır.

Preperasyonu yapılan 16 numaralı diş ağız içi tarayıcı (TRIOS 3 Basic, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) ile tarandı ve elde edilen STL dosyası DWOS (Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yazılımına yüklenmiştir (Şekil 14).



Şekil 14 - Prepare edilmiş 16 numaralı dişin dijital ölçü görüntüsü

Daha sonra bu STL dosyası üzerinde dişe uygun bir kuron tasarımı yapılmıştır (Şekil 15).



Şekil 15 - Tasarlanmış kuronun okluzal ve iç yüzey görünümü

Çalışmanın gruplarına göre kuron tasarımları aşağıdaki yöntem ve cihazlarda üretilecek şekilde 6 gruba ayrılmıştır. Örneklem büyüklüğü hesabı, %80 güçte %95 güven aralığı için 8 olarak bulunmuştur. (Gpower, Düsseldorf, Almanya) Gruplar aşağıdaki gibi hazırlanmıştır.

1. CAM (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) ile PMMA disk (Polywax-98mm, Bilkim Co. Ltd., İzmir, Türkiye) kullanılarak üretilmiştir. (n=8) (Grup: CC)

2. Konvansiyonel yöntem ile PMMA likit ve toz (Imicryl, Konya, Türkiye) karıştırılarak üretilmiştir. (n=8) (Grup: CM)

3. 3B baskı cihazı (Asiga, Avustralya) ile Asiga DentaTOOTH geçici restorasyon likidi (Asiga, Avustralya) kullanılarak okluzal üretim açısında üretim gerçekleştirilmiştir. (n=8) (Grup: AO)

4. 3B baskı cihazı ile Asiga DentaTOOTH geçici restorasyon likidi kullanılarak diyagonal üretim açısında üretim gerçekleştirilmiştir. (n=8) (Grup: AD)

5. 3B baskı cihazı ile Optiprint Temp geçici restorasyon likidi (Dentona, Dortmund, Almanya kullanılarak okluzal üretim açısında üretim gerçekleştirilmiştir. (n=8) (Grup: OTO)

6. 3B baskı cihazı ile Optiprint Temp geçici restorasyon likidi kullanılarak diyagonal üretim açısında üretim gerçekleştirilmiştir. (n=8) (Grup: OTD)

Ayrıca bu STL dosyasından çiğneme simülatöründe die olarak kullanılmak üzere PMMA' dan (Duradent-98mm, İzmir, Türkiye) kazınarak 48 adet üretilmiştir. Bazı araştırmacılar, alt yapı materyalinde oluşan stresin materyalin stresinden bağımsız olduğunu belirttiklerinden dolayı çalışmamızda, üretiminin kolay olması nedeniyle kesik dişi taklit etmesi amacıyla PMMA tercih edilmiştir (Karl ve Kelly 2009).

Tablo 1 – Çalışmamızda kullanılan CAM cihazı özellikleri

Güç Gereksinimleri	220V, 50 Hz, 3.5 Kw, Tek faz çıkış
Hava Kompresörü	Hava basıncı min. 6 bar (ISO 9001, ISO 14001) Dk. min. 100 lt. hava çıkışı
Isı	Oda sıcaklığında
Vakum Sistemi	Vakum akış hızı 50-220 mm ³ /h. 1,3 Kw 22000 Pa vakum basıncı

Tablo 2 – Çalışmamızda kullanılan DLP 3B baskı cihazı özellikleri

Güç Gereksinimleri	100-240 VAC, 50/60 Hz, ≤2 Amp
Yapı Boyutu (X,Y,Z)	119 × 67 × 75mm
Piksel çözünürlüğü	62 µm
Işık Kaynağı	385 nm
Materyal Uyumluluğu	Asiga marka materyaller ve herhangi bir uygun üçüncü taraf materyale uyumlu
Yazılım	Asiga yazılım
Desteklediği Dosyalar	STL, SLC, PLY, STM (Asiga Stomp dosya formatı)
Sistem Boyutları	260×385×370mm/19,3 kg

Tablo 3 - Çalışmamızda kullanılan materyallerin bilgileri

Materyal	Ürün adı	İçerik	Üretici firma	Lot numarası
CAD/CAM	Polywax	Çift çapraz bağlı PMMA, Dimetakrilat, Pigment	Bilkim, İzmir	1350
Konvansiyonel	İmident	Toz: PMMA Likit: Metilmetakrilat monomer	Imicryl, Konya	Toz: 22H086 Likit: 21B851
3B baskı	Optiprint Temp rezin	Metakrilat, etilendioksidietil dimetakrilat, üretan akrilat, fosfin oksit	Dentona, Almanya	2108083
3B baskı	Asiga DentaTooth rezin	Bismetakrilat, Tetrahidrofurfuril Metakrilat, Difenil Fosfin oksit	Asiga, Avustralya	MO/11101

UV LED cihazı

UV LED cihazı 3B baskı cihazından çıkan ürünün ısınmadan kürlenmesi için gereklidir. Kullanılan 3B baskı cihazının türüne ve materyalin markasına göre süresi değişmektedir.

3.2. Örneklerin Üretilmesi

CAM örneklerinin üretimi: Daha önce tasarımı yapılan 16 numaralı dişin okluzal morfolojisine sahip diş beş eksenli CAM cihazı (Yenamak D50, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) ile kazanılmıştır. 1 mm ve 2 mm çapında frezler kullanılarak 98 mm çapında ve 18 mm yüksekliğindeki PMMA bloklardan (Polywax-98mm, Bilkim Co. Ltd., İzmir, Türkiye) 8 adet kuron üretilmiştir (Şekil 16).

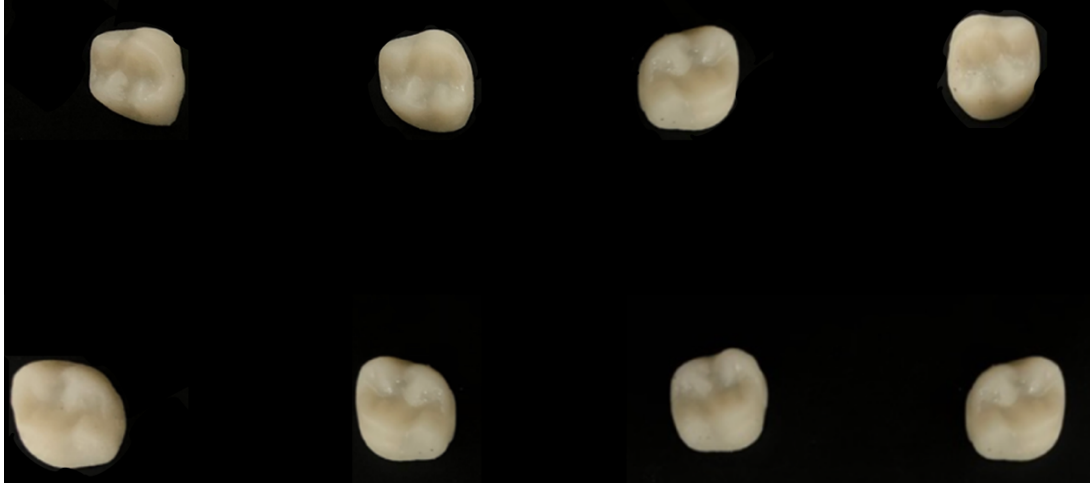


Şekil 16 - CAD/CAM ile üretilmiş geçici restorasyonlar

Konvansiyonel örneklerin üretimi: Preperasyondan önce Freseco çeneden 2 numaralı dişli kaşık kullanılarak A tipi silikon (Estesil H₂TOP, Tokuyama, Japonya) ile alınan ölçüye preperasyonun ardından PMMA esaslı bir polimer olan İmident (Imicryl, Konya, Türkiye) kaşıқта 16 numaralı diş boşluğuna doldurulmuştur (Şekil 17). Ardından çene ölçüye yerleştirilecek ve kullanım talimatı esas alınarak 10 dakika polimerizasyon süresi beklenmiştir. Bu yöntem ile de 8 adet kuron üretilmiştir (Şekil 18).



Şekil 17 - Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş geçici restorasyonun üretim aşaması

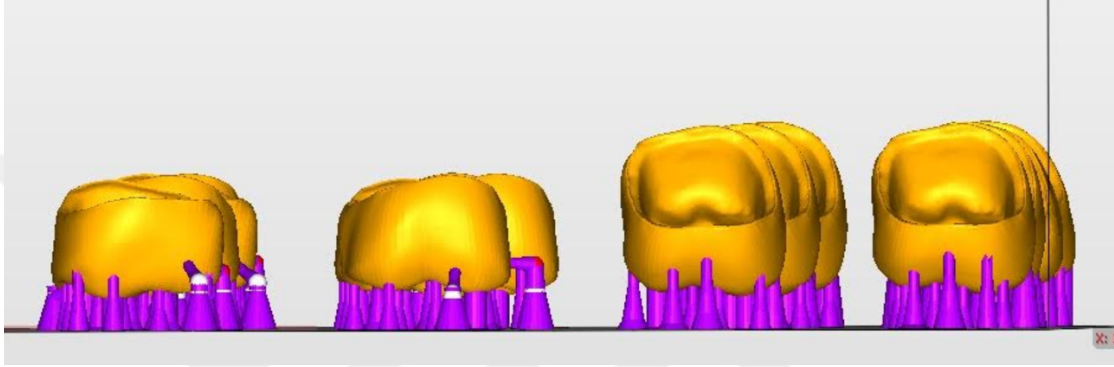


Şekil 18 - Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş geçici restorasyonlar

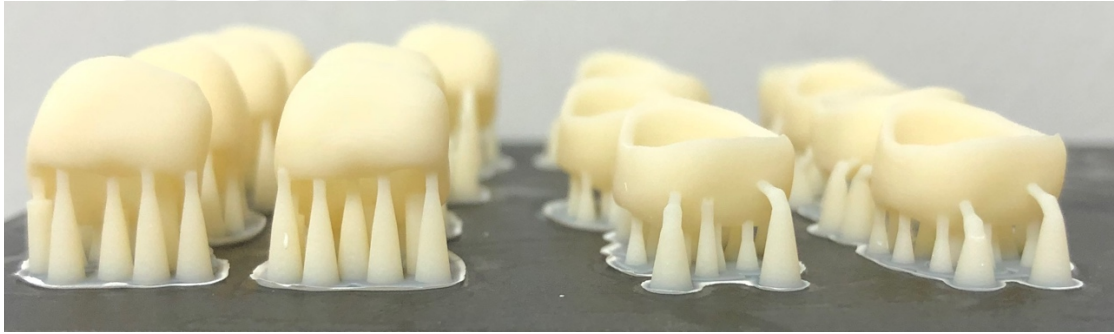
DLP 3B baskı cihazı ile üretim: Asiga 3B baskı cihazı (Asiga Max, Asiga, Avustralya) ile Asiga DentaTOOTH likidi (Asiga, Avustralya) ve Optiprint Temp likidi (Dentona, Dortmund, Almanya) kullanılarak diyagonal ve okluzal üretim düzlemlerinde 8'er, toplamda 32 adet 3B baskı yöntemiyle kuron üretilmiştir (Şekil 19). 3B baskı cihazında kullanılan yazdırma parametreleri şu şekilde idi:

- Katman kalınlığı: 40 μm
- Başlık sıcaklığı 30° C
- Işık şiddeti: 11,68 mW/cm^2
- Z konpenzasyonu 0,100mm
- XY konpenzasyonu -0,010 mm
- Yazma hızı: 2,47 mm/s^2

Okluzal üretim açısı (180°) ile üretilen örneklere 11 adet destek çubuk yerleştirilmiştir. Diyagonal üretim açısı (135°) ile üretilen örneklere de 11 adet destek çubuk yerleştirilmiştir (Şekil 20 ve Şekil 21). Kuronlar, artıkların temizlenmesi için 2 dakika ultrasonik cihazda izopropil alkolle işlem görmüştür ve kurulama işleminden sonra 20 dakika UV LED cihazda (Asiga Flash, Asiga, Avustralya) fotokürleme yapılmıştır. Elmas disk yardımıyla destek çubuklar kuronlardan ayrılmıştır, ardından keçe yardımıyla yüzey parlatma işlemi tamamlanmıştır. Destek çubukların kesilmesi ve polisaj işlemleri tek bir operatör tarafından yapılmıştır (Şekil 22).



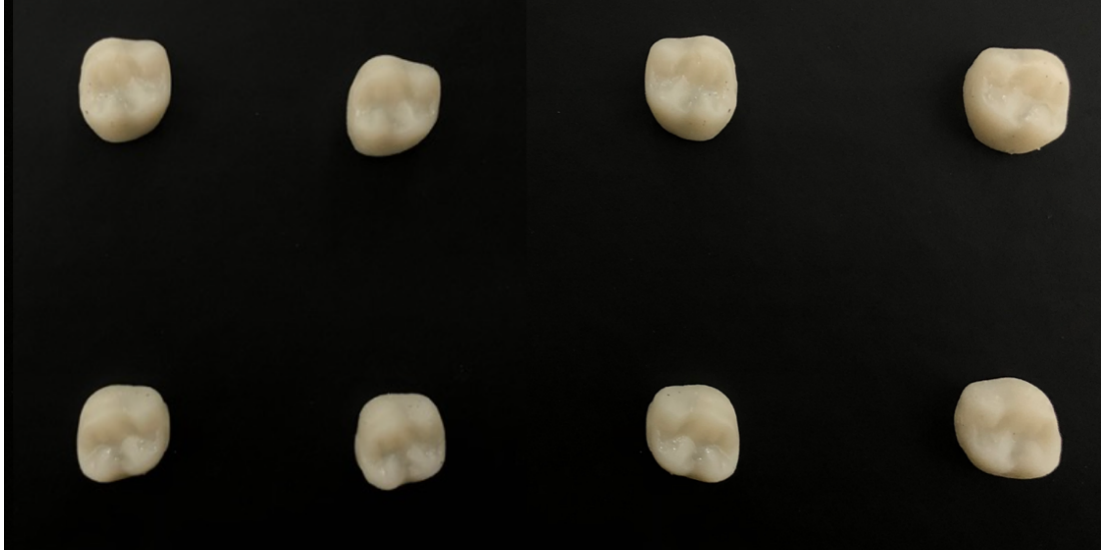
Şekil 19 - DLP 3B baskı cihazı ile okluzal ve diyagonal üretim açısında tasarlanan kuronlar



Şekil 20 - DLP 3B baskı cihazı ile okluzal ve diyagonal üretim açısında üretilmiş kuronlar



Şekil 21 - DLP 3B baskı cihazı ile diyagonal üretim açısında üretilmiş kuronların lateralden görünümü

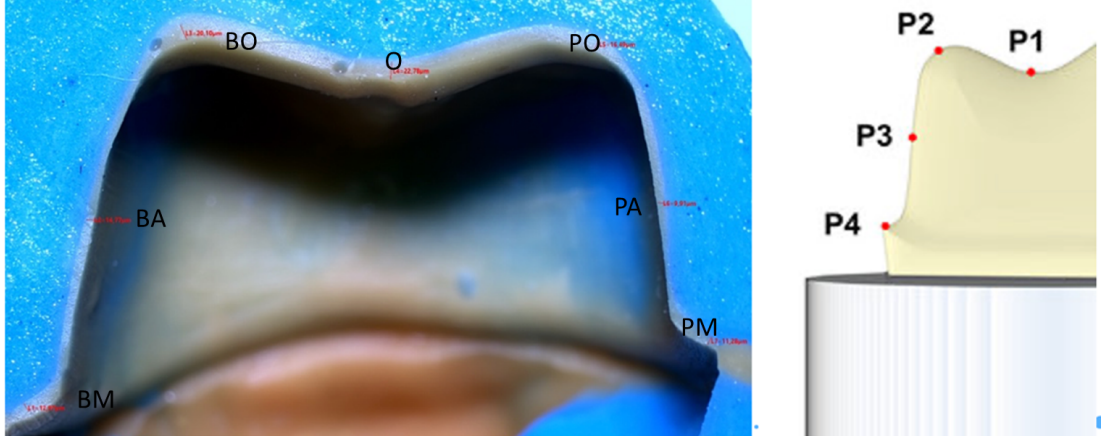


Şekil 22 – DLP 3B baskı cihazı ile okluzal üretim açısında üretilmiş geçici restorasyonlar

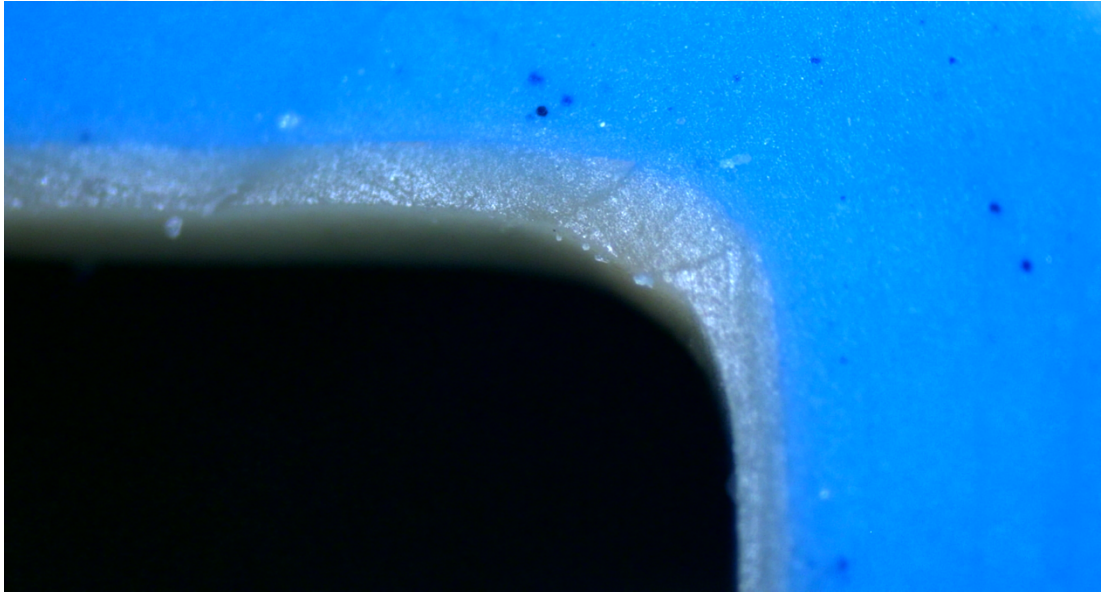
3.3. Marjinal Uyumlarının Değerlendirilmesi

Kuronların marjinal ve iç uyumlarının değerlendirilmesinde silikon replika tekniği kullanılmıştır. Üretilen kuronlar ilave tip akıcı kıvamlı silikon (Zhermack Elite HD, İtalya) kullanılarak parmak basıncıyla simante edilmiş ve sertleşme gerçekleşikten sonra silikon, die üzerinde kalacak şekilde dikkatli bir biçimde kuron die'dan uzaklaştırılmış ve ilave tip koyu kıvamlı ölçü maddesi die'in üzerinde kalan silikonun üzerine adapte edilmiştir (Şekil 23). Silikonlar bisturi (No:15) ile bukko-lingual yönde kesilmiş ve örnekler stereomikroskop (SV-PT Zoom Stereo Microscope, Japonya) yardımı ile 40x büyütme kullanılarak 7 noktadan (bukkal marjin, bukko-okluzal köşe, okluzal, palato-okluzal, palatinal marjin, bukkal aksiyel yüzey ile palatinal aksiyel yüzeyin serviko-okluzal mesafenin orta noktası) ölçüm yapılmıştır. (Şekil 24) Her ölçümde kalibrasyon amacıyla 100 mikrometre'lik bir cetvel

kullanılmış olup kesitleri incelemek için Adobe Photoshop CS6 (Adobe Inc. ABD) yazılım programı kullanılmıştır.



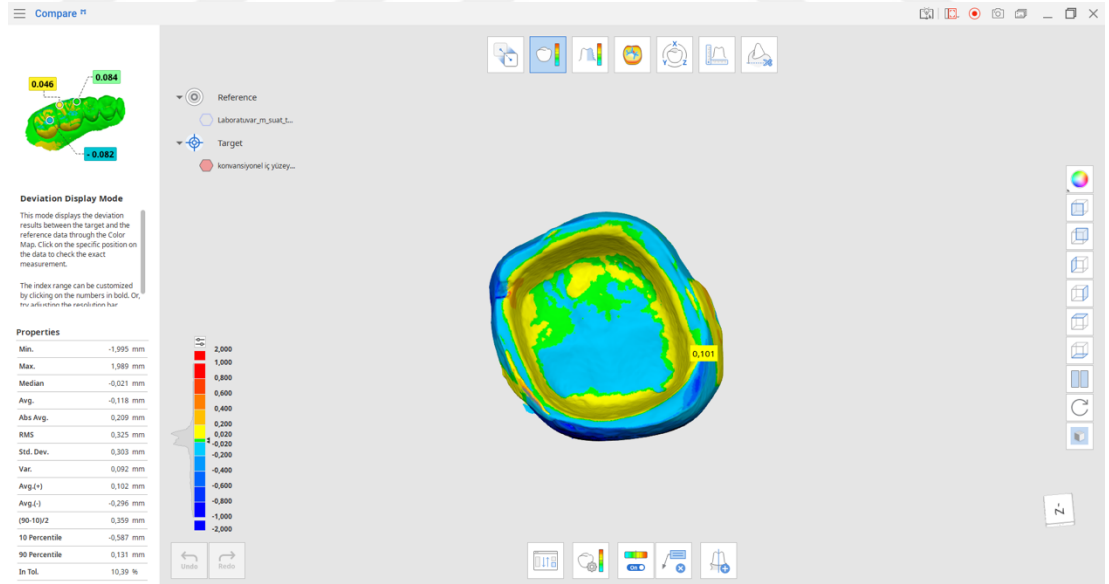
Şekil 23 - Marjinal ve internal aralık ölçümünde referans alınan noktalar (10x büyütme altında) ve şematize edilmesi. Bukkal Marjinal (BM), Bukkal Aksiyel (BA), Bukkookluzal köşe (BO), Okluzal (O) Palatookluzal köşe (PO), Palatinal aksiyel (PA) ve Palatinal marjinal (PM)



Şekil 24 - Marjinal ve internal aralık ölçümünde kullanılan silikon replikanın stereomikroskop görüntüsü (40x büyütme altında)

3.4. Doğruluk Ölçümü

Üretilen geçici kuronların iç ve okluzal yüzeyleri tarama esnasında yansımayı engellemek için tarama spreyi (Entwickler Nr. 3, Helling GmbH, Heidgraben, Almanya) ile kaplandı ve mavi ışıklı masaüstü bir tarayıcıda (AutoScan Sparkle Jewelry Scanner, Shining 3D, Çin) taranmıştır. Doğruluğu ölçmek için ücretsiz kullanıma açık olan Medit Compare analiz programı (Medit, Seul, Kore) kullanılmıştır. Doğruluk, 6 grupta 48 adet üretilen kuronların tarama verilerinin, CAD tasarım verisinin topoğrafik yüzey değerlendirmeleri için yüzey çakıştırma metodu ile üst üste getirilmiştir. CAD tasarım verisi ve üretilen kuronların çakıştırılmasında, anatomik referanslar okluzal yüzeyde meziobukkal, meziopalatinal ve distobukkal tüberkül tepeleri olarak belirlenmiştir. İç yüzeyde bukkal ve palatinal marjın basamakların orta noktaları seçilmiştir. Manuel hizalamanın ardından her veri için üç defa otomatik hizalama yapılmıştır. Hizalama işlemi esnasında sapmaların 0,2 mm'den fazla olduğu alanlar otomatik olarak elimine edilmiş ve hizalama işlemine dahil edilmemiştir. En uygun hizalamanın ardından renk haritasında tolerans aralıkları üst/alt (± 10 mm); maksimum/minimum (± 100 mm) olacak şekilde belirlenmiştir (Şekil 25).

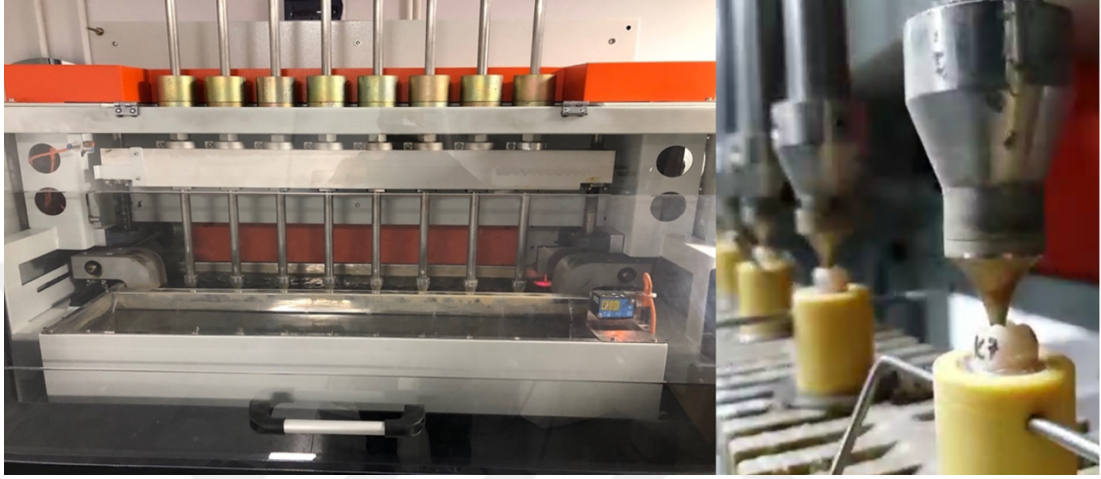


Şekil 25 - Kuronların doğruluk ölçüm aşaması

3.5. Yaşlandırma ve Okluzal Aşınmanın 3B Değerlendirilmesi

Örnekler PMMA die'lar üzerine geçici bir siman (Cavex, Haarlem, Hollanda) ile yapıştirilip taşan simanlar temizlendikten sonra 10 N basınç altında 10 dk

beklenmiştir. Ardından çiğneme simülatörüne (Çok fonksiyonlu çiğneme simülatörü, Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye) yerleştirilmiştir. 5°C ile 55°C arasında 30 sn – 30 sn termal siklus eşliğinde, 50 N yük altında ~1,5 (1,471) Hz frekansta ortalama altı aylık kullanıma denk gelecek 120.000 devir ile çiğneme simülatöründe (Çok fonksiyonlu çiğneme simülatörü, Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye) yaşlandırılmıştır (Şekil 26).



Şekil 26 - Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler

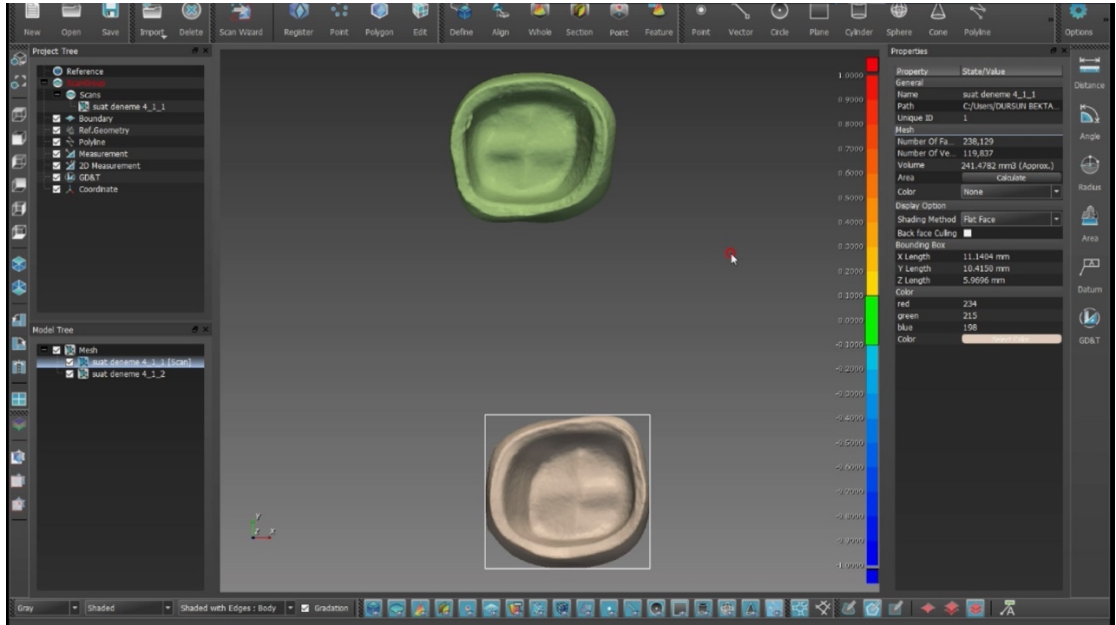
Cihazda kullanılan parametreler yapılan çalışmalar dikkate alınarak aşağıdaki gibi ayarlanmıştır:

- Ucun verikal hareket miktarı:1,5 cm
- Ucun vertikal hızı: 90 mm/ sn
- Ucun yatay hareket miktarı: 0,70 cm
- Ucun yatay hızı: 55 mm/sn(Şekil 27)



Şekil 27 - Çiğneme simülörünün ayar ve çalışmamızda kullanılan parametreleri gösteren bilgi ekranı

Çiğneme simülöründen çıkan her örnek Shining 3D masaüstü tarayıcı ile tekrar taranmıştır. Yaşlandırma işlemi öncesi okluzal tarama verileri ve yaşlandırma işlemi sonrası tarama verileri denetim yazılımına (PointShape 3D Software, Kore) aktarılıp aşınmanın hacimsel kaybı (mm^3) yaşlandırma öncesi ve sonrası hacimler arasındaki fark belirlenerek hesaplanmıştır (Şekil 28).



Şekil 28 - Geçici restorasyonların hacimlerinin Pointshape yazılımı ile ölçüm görüntüsü

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışma sonucunda elde edilen veriler, istatistiksel analiz için yazılımı programı (IBM Statistical Package for the Social Sciences model 22, IBM SPSS, Chicago, ABD) kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) kullanılmış olup normal dağılım gösteren grupların karşılaştırılmalarında Tek yönlü varyans analiz testi (ANOVA); Post Hoc değerlendirmelerde ise Tukey HSD testi (çoklu karşılaştırma testi) kullanılmıştır. Sonuçlar %95 güven aralığında, $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

Bu çalışmanın bulguları marjinal ve internal aralık değerlendirmesi, aşınma ölçümü, iç ve dış yüzey doğruluğu değerlerinin incelenmesi olmak üzere üç bölümde değerlendirilmiştir.

4.1. Geçici Restorasyonların Marjinal ve İnternal Aralık Bulguları

Silikon replikaların bukkal marjinal (BM), bukkal aksiyel (BA), bukkookluzal köşe (BO), okluzal (O), palatookluzal köşe (PO), palatinal yüzey (PY) ve palatinal marjinal (PM) kenar olmak üzere her örnekten 7 farklı noktadan ölçümler yapılmıştır. BM ve PM ölçümlerinin ortalamaları marjinal aralık, BA, BO, O, PO, PY ölçümlerinin ortalamaları internal aralık olarak hesaplanmış olup ve anlamlılık düzeyleri değerlendirilmiştir ($p<0,05$). Grupların 5 noktadan internal, 2 noktadan marjinal ve ortalama değerleri tablo 4,5,6,7'den izlenmektedir.

Tablo 4 - Grupların farklı noktalardaki internal aralık değerleri (μm)

Materyal	BA	BO	O	LO	LY
CC	62,625	73,25	71	70,625	63,25
CM	94,25	121,25	117	125,625	96,75
OTO	74	78,625	74,875	75,625	72,375
OTD	77,375	81,875	78,125	80,875	73,5
AO	72,375	74,875	72,875	77,25	74
AD	71	75,75	75,5	78,5	73,625

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.

Tablo 5 - Grupların farklı noktadaki marjinal aralık değerleri (μm)

Materyal	BM	LM
CC	58,125	61,25
CM	85	80,25
OTO	70,875	66,125
OTD	71	69,875
AO	68,25	71
AD	73,125	69,625

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler

Tablo 6 - Grupların ortalama internal aralık ve p değerleri (μm)

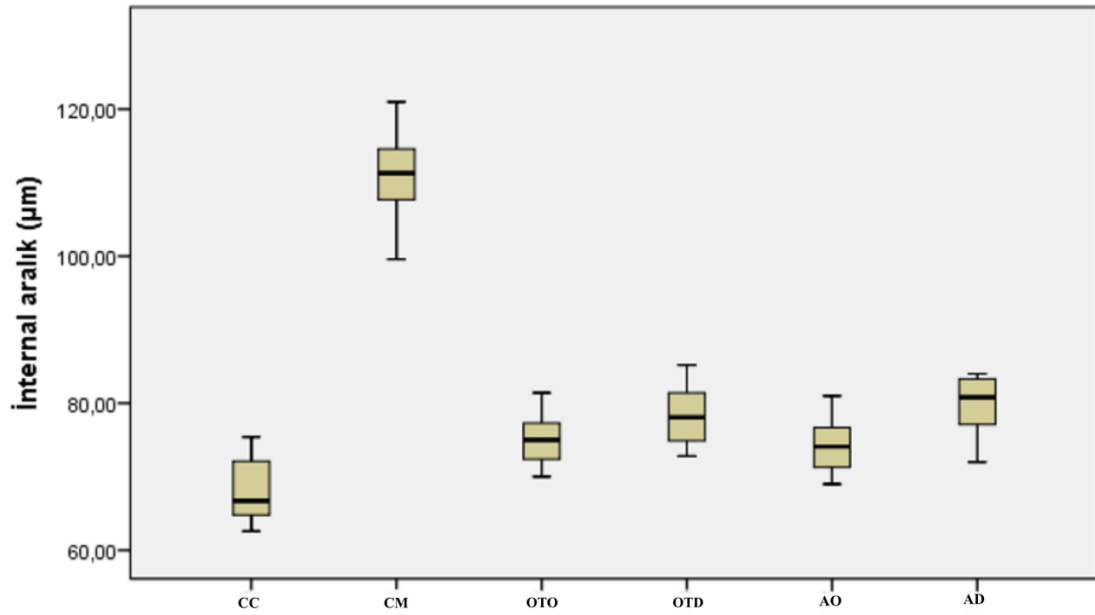
Materyal	Ort. (μm)	SS(\pm)	p değeri (<0.05)
CC	68,15 ^a	6,54	$< 0,001$
CM	110,97 ^c	12,45	
OTO	75,10 ^b	7,62	
OTD	78,35 ^b	8,29	
AO	73,27 ^b	7,88	
AD	74,86 ^b	11,61	

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler. Ort.: Ortalama, SS: Standart Sapma, p : Anlamlılık Düzeyi ($<0,05$), Farklı üstel harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 7 - Grupların ortalama marjinal aralık ve *p* değerleri (μm)

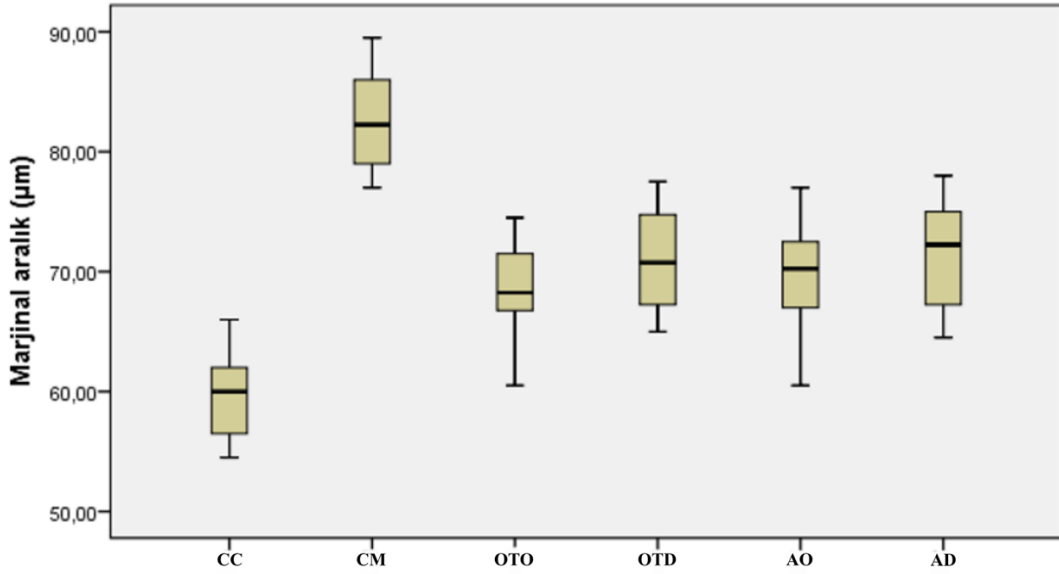
Materyal	Ort. (μm)	SS(\pm)	<i>p</i> değeri (<0.05)
CC	59,68 ^a	5,87	$<0,010$
CM	82,62 ^c	11,57	
OTO	68,50 ^b	9,14	
OTD	70,40 ^b	9,78	
AO	69,62 ^b	10,97	
AD	71,43 ^b	9,61	

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler. Ort.: Ortalama, SS: Standart Sapma, *p*: Anlamlılık Düzeyi ($<0,05$), Farklı üstel harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.



Şekil 29 - Grupların internal aralık değerlerinin box plot dağılım grafiği

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.



Şekil 30 - Grupların marjinal aralık değerlerinin box plot dağılım grafiği

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.

İnternal aralık bulgularına göre; Grup CC tüm gruplardan anlamlı derecede daha düşük internal aralık değerleri ($68,15 (\pm 6,54) \mu$) sergilemiştir. Grup CM ise diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek internal aralık değerleri ($110,97 (\pm 12,45) \mu$) sergilemiştir. ($p < 0,05$) 3B baskı yöntemi ile üretilen OTO, OTD, AO, AD ($75,10 (\pm 7,62) \mu$, $78,35 (\pm 8,29) \mu$, $73,27 (\pm 7,88) \mu$, $74,86 (\pm 11,61) \mu$) grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir. ($p > 0,05$) (Tablo 6)

Marjinal aralık bulgularına göre ise Grup CC, tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük marjinal aralık ($59,68 (\pm 5,87) \mu$) değerleri sergilemiştir. Grup CM anlamlı derecede en yüksek marjinal aralık ($82,62 (\pm 11,57) \mu$) değerlerini sergilemiştir. . ($p < 0,05$) Diğer OTO, OTD, AO, AD ($68,50 (\pm 9,14) \mu$, $70,40 (\pm 9,78) \mu$, $69,62 (\pm 10,97) \mu$, $71,43 (\pm 9,61) \mu$) grupları ise birbirine benzer marjinal aralık değerleri sergilemiştir. ($p > 0,05$) (Tablo 7)

4.2. Geçici Restorasyonların İç ve Okluzal Yüzey RMS Bulguları

Buna göre İç yüzey RMS değerlerine göre;

Grup CC diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşük RMS değerleri ($94,25 (\pm 1,97) \mu$) sergilemiş,

Grup CM diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha yüksek iç yüzey RMS değerleri (329,75 (± 5,97) μ) göstermiştir.

Okluzal üretim açısı ile üretilen Grup OTO ve Grup AO (116,50 (±2,39) μ, 121,50 (± 2,51) μ), diyagonal üretim açısı ile üretilmiş Grup OTD ve Grup AD'den (148,25 (±2,27) μ, 152,00 (± 2,96) μ) daha düşük iç yüzey RMS değerleri göstermişlerdir. (p<0,05) (Tablo 8)

Okluzal yüzey RMS değerlerine göre ise;

Grup CC diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşük okluzal RMS değerleri (121,75(±2,52) μ) sergilemiş,

Grup CM diğer tüm gruplardan anlamlı derecede daha yüksek okluzal yüzey RMS değerleri (452,12 (± 8,45) μ) göstermiştir.

Okluzal üretim açısı ile üretilen Grup OTO ve Grup AO (143,14 (±2,18) μ, 145,32 (± 1,94) μ), diyagonal üretim açısı ile üretilmiş Grup OTD ve Grup AD'den (173,85 (±2,28) μ, 168,26 (± 2,42) μ) daha düşük okluzal yüzey RMS değerleri göstermişlerdir. (p<0,05) (Tablo 9)

Tablo 8 - Grupların iç yüzey doğruluk değerlerinin değerlendirilmesi

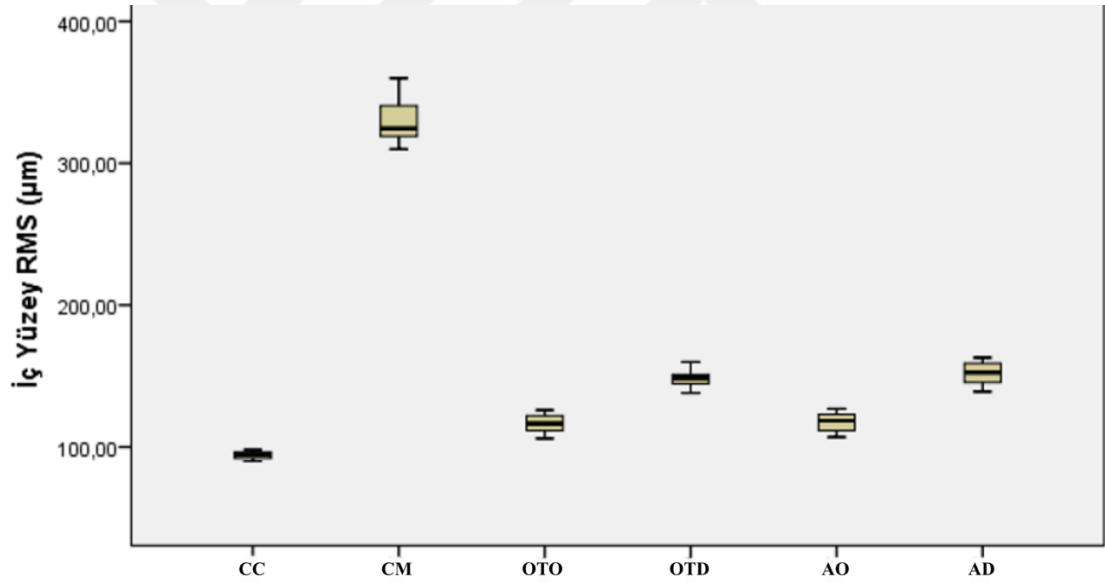
Materyal	İç Yüzey RMS (μm)	SS(±)	p değeri (<0.05)
CC	94,25 ^a	1,97	<0,010
CM	329,75 ^d	5,97	
OTO	116,50 ^b	2,39	
OTD	148,25 ^c	2,27	
AO	121,50 ^b	2,51	
AD	152,00 ^c	2,96	

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler. Ort.: Ortalama, SS: Standart Sapma, p: Anlamlılık Düzeyi (<0,05), Farklı üstel harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.

Tablo 9 - Grupların okluzal yüzey doğruluk değerlerinin değerlendirilmesi

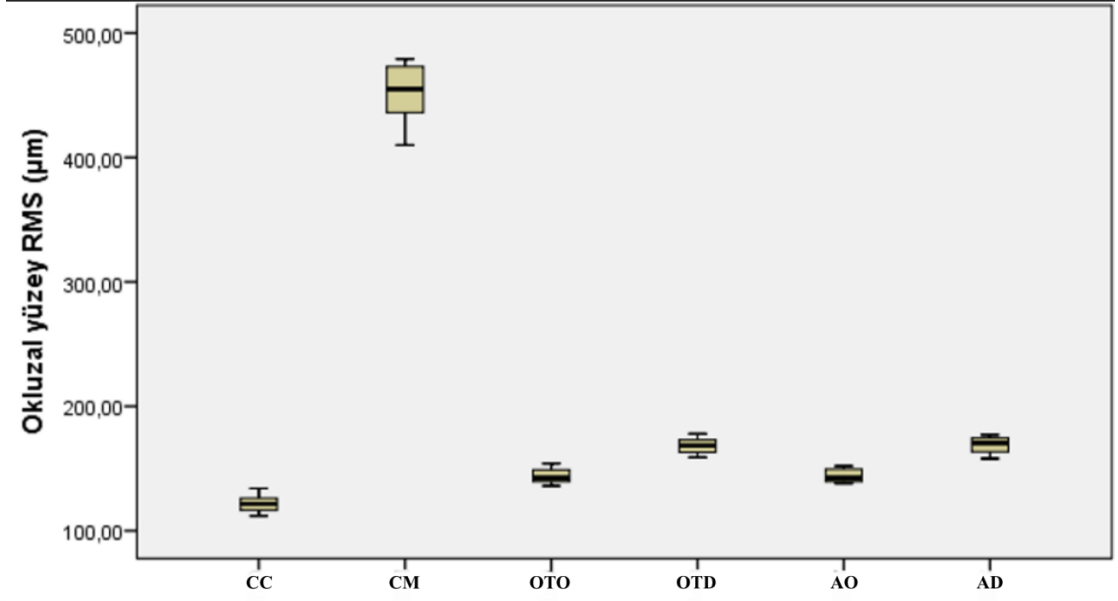
Materyal	Okluzal Yüzey RMS (μm)	SS(\pm)	<i>p</i> değeri (<0.05)
CC	121,75 ^a	2,52	$<0,010$
CM	452,12 ^d	8,45	
OTO	143,14 ^b	2,18	
OTD	173,85 ^c	2,28	
AO	145,32 ^b	1,94	
AD	168,26 ^c	2,42	

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler. Ort.: Ortalama, SS: Standart Sapma, *p*: Anlamlılık Düzeyi ($<0,05$), Farklı üstel harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.



Şekil 31 - Grupların iç yüzey RMS değerlerinin Box Plot ile gösterilmesi

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.

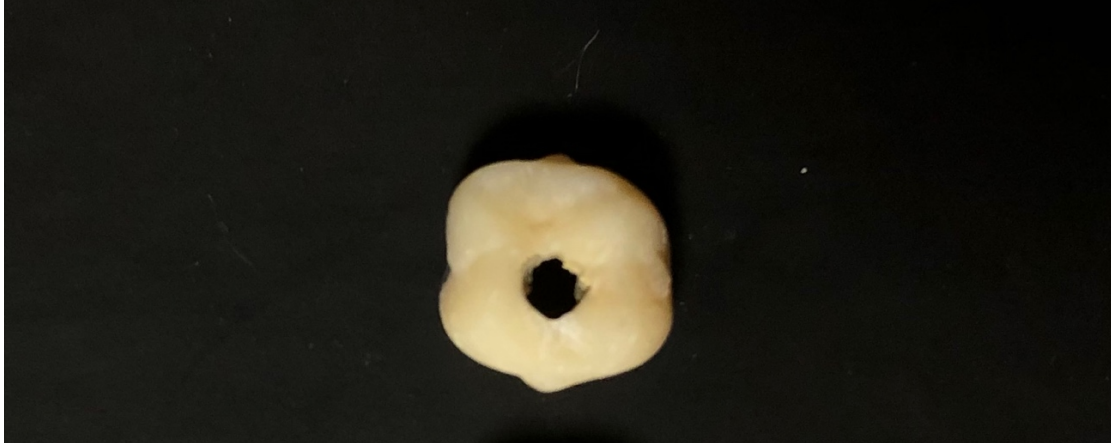


Şekil 32 - Grupların okluzal yüzey RMS değerlerinin Box Plot ile gösterilmesi

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.

4.3. Geçici Restorasyonların Ortalama Aşınma Değer Bulguları

Üretilen geçici restorasyonlara, çiğneme simülatöründe 49 N yük ile 120,000 siklus yaptırılmıştır. Grupların yüzey aşınması sonuçları en düşükten en yükseğe sırasıyla Grup CC ($0,8613 (\pm,071) \text{ mm}^3$), Grup CM ($1,1588 (\pm,125) \text{ mm}^3$), Grup AO ($1,7927 (\pm,122) \text{ mm}^3$), Grup OTO ($1,8375 (\pm,142) \text{ mm}^3$), Grup AD ($1,8762 (\pm,139) \text{ mm}^3$), Grup OTD ($1,8950 (\pm,153) \text{ mm}^3$) şeklindedir. Grup CC, Grup CM ve 3B baskı yöntemi ile üretilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. ($p < 0,05$) Grup AO, Grup OTO, Grup AD, Grup OTD arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Çiğneme simülatöründe yaşlandırma işlemi sonrasında; Grup OTO' da 5 örnek, Grup OTD' de 6 örnek, Grup AO' da 6 örnek, Grup AD' de 6 örnek toplamda 23 örnek okluzal yüzeyden delinmiştir. (Şekil 33)

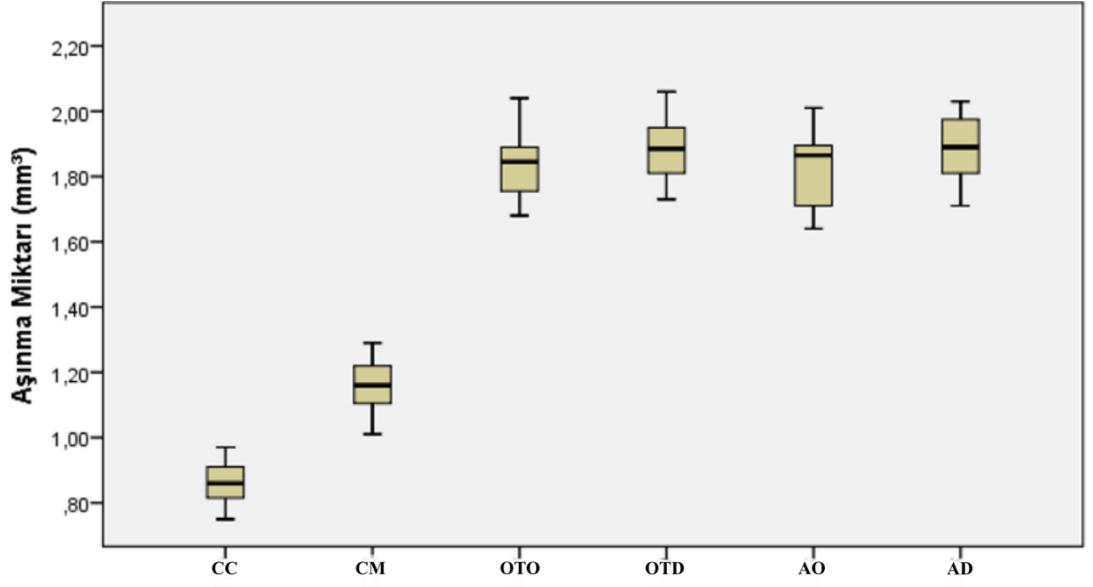


Şekil 33 - Grup OTD' ye ait örneğin yaşlandırma işlemi sonrası okluzal yüzden görünümü

Tablo 10 – Grupların okluzal aşınma miktarı (mm³)

Materyal	Ortalama Aşınma (mm³)	SS(±)	<i>p</i> değeri (<i><0.05</i>)
CC	0,8613 ^a	,071	< 0.010
CM	1,1588 ^b	,125	
OTO	1,8375 ^c	,142	
OTD	1,8950 ^c	,153	
AO	1,7927 ^c	,122	
AD	1,8762 ^c	,139	

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler. Ort.: Ortalama, SS: Standart Sapma, *p*: Anlamlılık Düzeyi (<0,05), Farklı üstel harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı ifade etmektedir.



Şekil 34 - Grupların okluzal aşınma miktarının (mm³) box plot ile gösterimi

CC; Cad/Cam ile üretilmiş örnekler, CM; Konvansiyonel yöntem ile üretilmiş örnekler, OTO; Optiprint temp ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, OTD; Optiprint temp ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler, AO; Asiga DentaTOOTH ile okluzal üretim açısında üretilmiş örnekler, AD; Asiga DentaTOOTH ile diyagonal üretim açısında üretilmiş örnekler.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda farklı yöntemlerle ve materyallerle üretilen geçici kuronların marjinal-internal uyumları, üretim hassasiyetleri ve okluzal aşınma miktarları incelenmiştir. Konvansiyonel yöntemle üretilen geçici kuronlar negatif kontrol grubu iken CAD/CAM ile üretilen geçici kuronlar pozitif kontrol grubu olarak alınmıştır.

Buna göre 1. sıfır hipotezimiz “Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların marjinal ve internal uyumu arasında fark yoktur” reddedilmiştir. Çünkü CC grubu diğer tüm gruplardan daha düşük marjinal ve internal aralık değerleri göstermiştir. Grup CC yi sırasıyla 3B baskı grupları (OTO, OTD, AO, AD) daha sonra CM grubu izlemiştir. Yani CAM örnekler en uyumlu iken, bunu 3B baskı yöntemi ile üretilen örnekler takip etmiştir. Konvansiyonel yöntemle üretilen restorasyonlar en kötü marjinal ve internal uyumu sergilemiştir. Literatür incelendiğinde benzer sonuçlara rastlanılmıştır.

Yao ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları çalışmada, CAD/CAM ile üretilen geçici kuronların konvansiyonel yöntemle üretilen geçici kuronlara kıyasla daha düşük marjinal aralığa sahip olduklarını söylemişlerdir (Yao ve ark. 2014). Abdullah ve arkadaşları ise 2018 yılında yapmış oldukları bir çalışmada, üç farklı markanın CAD/CAM blokları ve konvansiyonel yöntem ile ürettikleri geçici kuronlarda, marjinal ve internal aralıkları ölçmüşlerdir. CAD/CAM ile üretilen geçici kuronların konvansiyonel yöntemle üretilen geçici kuronlara kıyasla marjinal ve internal uyumlarının daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (Abdullah ve ark. 2018).

Peng ve arkadaşları 2020 yılında yapmış oldukları çalışmada, konvansiyonel, CAD/CAM ve 3B baskı yöntemi ile ürettikleri geçici kuronların marjinal ve internal aralıklarını kıyaslamışlardır. CAD/CAM ve 3B baskı yöntemleri ile üretilen geçici kuronlar, konvansiyonel yöntem ile üretilenlere göre marjinal ve internal uyum değerlendirmesinde daha iyi sonuç vermiştir. CAD/CAM ve 3B baskı yöntemleri ile üretilen geçici restorasyonların marjinal ve internal aralık ölçüm sonuçlarına göre aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Geçici kuronlar stabilitesini sıcaklık, termal ve pH değerlerindeki değişikliklerle birlikte nemli bir ortamda okluzal strese karşı da koruyabilmelidir. Bu nedenle Peng ve arkadaşları, dijital olarak üretilmiş geçici kuronların tekrarlanabilirliğini ve dayanıklılığını,

özellikle uzun süreli protetik tedavi için kullanılan geçici restorasyonlar için, simüle edilmiş bir ağız ortamında ve dinamik yük altında test edilmesi gerektiğini savunmuşlardır (Peng ve ark. 2020).

Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, CAD/CAM ve 3B baskı yöntemleriyle üretilen geçici kuronların internal ve marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. 3B baskı yöntemiyle üretilen geçici kuronların uyumlarının CAD/CAM ile üretilen kuronlara benzer ya da daha iyi olduğunu söylemişlerdir. Çalışmanın sınırlamaları arasında tek baskı yöntemi ve tek marka rezinin kullanılması gösterilmiştir (Lee ve ark. 2017).

Sampaio ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, farklı yöntemler ile geçici kuron ürettikten sonra siman film kalınlıklarını ölçmüşlerdir. CAD/CAM ile üretilen geçici kuronların marjinal ve internal aralık değerlerini, 3B baskı yöntemi ile üretilen geçici kuronlara göre anlamlı derecede daha az bulmuşlardır (Sampaio ve ark. 2021).

Konvansiyonel yöntem ile üretilen kuronlarda elde edilen yüksek değerlerin; ölçü materyalinin özelliklerinden ve soğuk akrilikte meydana gelen polimerizasyon büzülmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. CAD/CAM yöntemi ile üretilen geçici restorasyonlar, öncesinde polimerize edilmiş katı bloklardan elde edildiğinden polimerizasyon büzülmesi sorunu ile karşılaşılmamaktadır (Rayyan ve ark. 2015). 3B baskı yöntemiyle üretilen geçici kuronlarda marjinal ve internal aralıklar, CAD/CAM grubundan daha yüksek, konvansiyonel yöntem grubundan daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebinin ise minimal de olsa polimerizasyon büzülmesinin gerçekleşmesidir. Fakat bu büzülme, üretim katman katman ekleme ile olduğu için konvansiyonel yöntemlere göre daha azdır (Chaturvedi ve ark. 2020). Diğer yandan üretim sonrası gerçekleştirilen izopropil alkol veya diğer solüsyonlar ile yıkama ve kürleme işlemi de materyalin boyutsal ve mekanik özelliklerinde değişikliğe neden olmuş olabilir (Taneva ve Uzunov 2020; Bardelcik ve ark. 2021).

Ryu ve arkadaşları 2020 yılında yapmış oldukları çalışmada, DLP türü cihaz kullanarak 3B baskı yöntemi ile farklı açılarda tasarlanmış kuronlar üretmişler ve silikon replika tekniğini kullanarak marjinal ve internal aralıkları ölçmüşlerdir. Diyagonal düzlemde üretilen kuronların marjinal ve internal aralıklarının, okluzal düzlemde üretilen kuronlara göre daha fazla olduğunu söylemişlerdir. Bu sebeple,

internal ve marjinal uyum göz önüne alındığında, üretimin okluzal düzlemde gerçekleştirilmesi önerilmektedir (Ryu ve ark. 2020).

Çalışmamızda okluzal ve diyagonal üretim açılarında 3B baskı cihazları ile üretilen gruplar arasında fark çıkmamıştır. 3B baskı yönteminde farklı üretim açıları ile elde edilen kuronlarda, internal aralığın ölçüldüğü bölgeye bağlı olarak farklı sonuçların elde edildiği bir çalışmada bunun sebebinin, kuronlara bağlı destek çubukların bazı alanlarda eksik olması olabileceği ve burada polimerizasyon gerçekleşirken tabakanın aşağıya doğru boyut değiştirebileceği söylenmiştir (Osman ve ark. 2017). Ayrıca üretim açısına bağlı olarak, katmanların görünümü değişmektedir. DLP 3B baskı cihazı, her seferinde bir katmanı polimerize eder. Üretimin oryantasyonu değişirse, polimerizasyon büzülmesinin formu ve derecesi ile beraber katmanın şekli de değişecektir. Bu nedenlere bağlı olarak internal aralık ölçümlerinde homojen sonuçlar elde edilmemektedir (Tahayeri ve ark. 2018; Unkovskiy ve ark. 2018). Yapılan bir çalışmada 150° ve 210° üretim açılarıyla üretilmiş kuronlarda destek çubuklar simetrik yerleştirilmiş fakat 150° üretim grubuna 13 adet, 210° üretim grubuna 11 adet destek çubuk tutturulmuştur. 210° üretim grubunda okluzal internal aralık anlamlı olarak daha büyük bulunmuştur. Bunun sebebinin ise destek çubuk sayısının az olması ile ilişkili olabileceğini söylemiştir (Ryu ve ark. 2020).

Yapılan çalışmalarda 120 µm'ye kadar olan marjinal açıklıkların klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğu bildirilmiştir (Kokubo ve ark. 2005; Ha ve Cho 2016). Bizim çalışmamızda da en yüksek marjinal aralık değerleri CM grubunda (82,62 (±11,57) µ) olarak ölçülmüş ve grupların tamamı klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde izlenmiştir.

Yakın zamana kadar yapılan çalışmalarda, doğruluğu ölçme yöntemindeki sınırlamalar nedeniyle genelde restorasyonların marjinal uyumları değerlendiriliyordu (Kang ve ark. 2018). Yapılan bir çalışmada, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı yöntemi ile üretilen zirkonya kuronların iç ve okluzal yüzeyleri taranmış ve üst üste çakıştırma yöntemiyle üretim hassasiyetleri kıyaslanmıştır. 3B baskı yöntemi ile zirkonya kuronların yeterli hassasiyette üretilebildiğini bildirmişlerdir (Wang ve ark. 2019).

Çalışmamızın 2. sıfır hipotezi de “Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların iç ve okluzal yüzeylerinin doğruluğu ve kararlılığı arasında fark yoktur.” reddedilmiştir. Çünkü CC grubu hem iç (94,25(±1,97) μ) hem okluzal yüzey (121,75(±2,52) μ) için; diğer tüm gruplardan düşük RMS değerleri göstermiştir. Grup CC’yi Grup OTO ve Grup AO ardından Grup OTD ve Grup AD izlemişlerdir. Grup CM hem iç (329,75 (± 5,97) μ) hem de okluzal yüzey (452,12 (± 8,45) μ) RMS ölçümlerinde en yüksek RMS değerini göstermiştir. Yani eksiltmeli yöntem ile üretilen örnekler en uyumlu ve en yüksek hassasiyete sahip iken, bunu sırasıyla okluzal üretim açısına sahip 3B baskı yöntemi, diyagonal üretim açısına sahip 3B baskı yöntemi ile üretilen örnekler takip etmiştir. Konvansiyonel yöntemle üretilen restorasyonların uyumu ve hassasiyeti diğerlerinden düşüktü.

Bu araştırmayı yaptığımız tarih itibariyle hem okluzal hem iç yüzeyin uyumunu inceleyen sadece bir çalışmaya rastlanabilmiştir (Kang ve ark. 2018).

Kang ve arkadaşları, 3B baskı yöntemi ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen geçici kuronların üretim hassasiyetini ve tekrarlanabilirliğini kıyaslamak için yapmış oldukları çalışmada, CAD/CAM grubunun 3B baskı grubuna göre yüksek oranda tekrarlanabilir olduğunu söylemişlerdir. 3B baskı yöntemi ile gerçekleştirilen üretimde daha düşük tekrarlanabilirliğin sebebinin, ışık kırınım fenomene bağlı olarak rastgele hataların meydana gelmesi olduğu düşünülmektedir. Ayrıca 3B baskı yöntemi ile üretilen kuronların destek çubuklarının elmas frez kullanılarak restorasyondan uzaklaştırılması ve bu işlemin yüzeyde iz bırakması tekrarlanabilirliğin azalmasına sebep olmuş olabilir. 3B baskı yöntemi ile üretilen restorasyonların doğruluğu, CAD/CAM yöntemi ile üretilenlere göre daha düşüktü. Üretimdeki hassasiyetin artması, CAD/CAM sistemi aracılığıyla üretilen restorasyonların doğruluğunu, marjinal ve iç uyumunu etkilemektedir (Kang ve ark. 2018)

Jang ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, üzerine üç üyeli köprü planlan, alçı ve 3B baskı yöntemi ile üretilen modelleri ağız içi tarayıcı ile taramışlardır. Elde edilen STL veriler üzerine köprü tasarımını yapmışlar ve poliüretan bloktan kazımışlardır. Üretilen restorasyonları taramışlar ve STL verileri elde etmişlerdir. Restorasyonların üretim hassasiyetini, 3B birleştirme yöntemi ile iç yüzey uyumunu ölçerek değerlendirmişlerdir. 3B baskı yöntemi ile üretilen modelin taranması sonrası üretilen restorasyonların RMS değerinin, alçı modelin taranması

sonrası üretilen restorasyonlardan daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. İki yönteminde klinik olarak kabul edilebilir olduğu rapor edilmiştir. Fakat 3B baskı üretim tekniklerinin daha geliştirilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Jang ve ark. 2020).

Hassasiyet değerindeki farklılıkların, üretim sistemlerinin farklı çalışma prensiplerinden kaynaklandığı düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullanılan dental freze makinesi, x, y ve z eksenlerinde ve a, b eksenlerinde restorasyonları işleyen beş eksenli bir makinedir. Ancak 3B baskı cihazı, x, y ve z eksenlerinde çalışan üç eksenli bir makinedir. Ayrıca 3B baskı yönteminde, UV ışıkla foto-kürlenenebilir bir rezin kullanılır ve katman katman eklenerek polimerizasyon gerçekleştirilir. (Al-Imam ve ark. 2018) Kirsch ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, 5 akslı ve ince uca sahip freze cihazlarının ürettikleri restorasyonların daha hassas olduğu söylenmiştir (Kirsch ve ark. 2017).

3B baskı yöntemi ile farklı üretim açılarında üretilmiş kuronlar arasında marjinal ve internal uyum değerlendirmelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamışken, iç ve okluzal yüzey üretim hassasiyet değerlendirmesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Dijital olarak üst üste hizalama metodu daha hassas ve tüm yüzeyi karşılaştırabilen bir yöntemdir. Ancak marjinal ve internal uyumu değerlendirirken sadece 7 noktayı kıyaslamaktayız. Dolayısıyla bu yöntemde alığımız noktalar arasında fark çıkmazken, dijital ölçümler sonucu elde ettiğimiz ortalama RMS değerlerinde fark çıkmıştır. Bu bize iki sonuç arasında fark olmasının nedenini açıklıyor olabilir.

Çalışmamızın 3. Sıfır hipotezi “Farklı yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların yaşlandırma sonrası aşınma değerleri arasında fark yoktur” reddedilmiştir. En iyi değerler CC grubunda, en kötü değerler ise 3B baskı gruplarında elde edilmiştir. Literatür incelendiğinde farklı sonuçlar ile karşılaşılmıştır. Ahn ve arkadaşları 3B baskı yöntemlerinden SLA ve DLP tekniklerini kullanarak 5 er örnek, CAD/CAM ve konvansiyonel yöntemleri ile de 5 er örnek olmak üzere toplam 20 örnek üretmişlerdir. 2 akslı bir çigneme simülatöründe 5 kg yük altında 30,000 siklus yaptırmışlar ve aşınma miktarlarını 3B olarak hacimleri arasındaki farkları ölçerek değerlendirmişlerdir. Geçici restorasyonların aşınma direncini değerlendirdikleri çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına rağmen ortalama değerlere bakıldığında CAD/CAM ile üretilen geçici restorasyonların bir miktar daha az

aşındığını söylemişlerdir. Yine aynı şekilde DLP grubu SLA grubundan, istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen sayısal değer olarak bir miktar daha az aşınmıştır (Ahn ve ark. 2019).

Rayyan ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 40 N yük ve 2,000,000 siklus ile gerçekleştirdikleri çigneme simülasyonunda CAD/CAM ile freze edilmiş PMMA diskinin konvansiyonel yöntemle üretilen otopolimerizan PMMA rezine göre daha az aşındığını rapor etmişlerdir (Rayyan ve ark. 2015). Stawarczyk ve arkadaşlarının yaptıkları bir başka çalışmada, CAD/CAM ile freze edilmiş geçici materyalinin, konvansiyonel olarak polimerize edilmiş geçici rezin materyaline göre daha düşük aşınma oranları sergilediğini bildirmişlerdir (Stawarczyk ve ark. 2013).

Heintze ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, kompozit, amalgam ve seramik esaslı materyallerin aşınma miktarlarını profilometre, 3B lazer taraması ve FRT MicroProf optik sensor yöntemlerini kullanarak değerlendirmişler ve bu üç yöntemin de aşınma miktarının ölçümü için kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Fakat 3B lazer tarama yönteminin daha hızlı ve basit olmasından dolayı diğer yöntemlere göre daha üstün performans sergilediğini bildirmişlerdir (Heintze ve ark. 2006)

Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, konvansiyonel yöntemle PMMA rezinden üretilmiş geçici restorasyonların zirkonya ve metal antagonistlere karşı aşınmasını, 3B baskı cihazı ile üretilen geçici restorasyonlar ve CAD/CAM ile üretilen PMMA içerikli restorasyonlarla kıyaslamışlar ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (Park ve ark. 2018).

CAD/CAM ile üretilen geçici rezin materyali endüstriyel olarak polimerize edilmiştir. Konvansiyonel rezin materyali ise üretim aşamasında polimerize olmakta ve bu esnasında monomer artıklar ortaya çıkmaktadır. Bu yüzden CAD/CAM PMMA disklerinin daha iyi mekanik özellikler sergiledikleri kabul edilmektedir (Rayyan ve ark. 2015). CAD/CAM PMMA disklerin daha az aşınması; 3B baskı yöntemi kullanılarak üretilen geçici restorasyonların katman katman ekleme ile, CAD/CAM yönteminde üretilen geçici restorasyonlar için kullanılan PMMA disklerin ise polimerize olmuş bütünsel bloklardan elde edilmesi ile açıklanabilmektedir (Cha ve ark. 2020). Çalışmamızda; PMMA bazlı konvansiyonel yöntem ile üretilen geçici kuronların 3B baskı yöntemi ile üretilenlerden daha az miktarda aşındığı bulunmuştur.

Dahası 3B baskı gruplarımızda birçok örnek (23/32) delinerek klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar göstermemiştir. Sebebinin 3B baskı yöntemi ile üretimin katman kalınlığından ve baskı hızından dolayı düşük dirence sahip olabileceği, aynı zamanda PMMA bazlı konvansiyonel yöntem ile üretilen geçici restorasyonların içeriğindeki doldurucu miktarından, rezin matrisinin yapısından ve çapraz bağlanma derecesinden etkilendiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın 4. Sıfır hipotezi “Farklı 3B baskı PMMA materyalleri ve farklı üretim açısı ile üretilen geçici restorasyonların uyumu, doğruluğu ve kararlılığı, aşınma değerleri arasında fark yoktur” kısmen reddedilmiştir. 3B baskı gruplarında uyum ve aşınma değerleri açısından değerlendirildiğinde fark yoktu. Ancak doğruluk ve kararlık değerleri karşılaştırıldığında farklı üretim açıları arasında fark vardı. Farklı likitler arasında fark bulunamamıştır.

Benzer olarak; Yu ve arkadaşları 2021 yılında yapmış oldukları çalışmada, birer tane santral, premolar ve molar diş preperasyonunu gerçekleştirmişler ve masaüstü tarayıcı ile tarayarak STL dataları elde etmişlerdir. Ardından kuron tasarımı yapılmış ve 3B baskı yöntemi ile farklı üretim açılarından elde edilmiş geçici kuronların iç yüzeyleri taranmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlara göre kuronların iç yüzey doğruluklarının, dişin tipine ve üretim açısına bağlı olarak değişebileceği belirtilmiştir. Özellikle santral ve premolar dişler için üretilen geçici kuronlar, 180 derece üretim açısında (okluzal düzlem) en düşük RMS değerine, molar diş ise 210 derece üretim açısında en düşük RMS değerine sahipti (Yu ve ark. 2021). Park ve Yu yaptıkları çalışmada, plastisite ve yerçekimi etkilerinin rezinde sarkmaya sebep olması ile katman şeklinin ve yapısının bozulabileceğini bildirmiştir. Ayrıca oluşturulan destek çubuk sayısı, üretim açısına göre değiştiği için aynı rezinden üretilse bile materyalin kalitesinin değişebileceği bildirilmiştir (Park ve Yu 2018). Jin ve arkadaşları, restorasyonun geometrisindeki veya şeklindeki farklılığın 3B baskı üretimini etkileyebileceğini bildirmiştir (Jin ve ark. 2020).

Park ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, 5 farklı üretim açısında (180°, 150°, 135°, 120°, 90°) 3B baskı yöntemi ile üretilen 3 üye sabit bölümlü protezlerin marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Optimal üretim açılarının 135° ve 120° olduğunu söylemişlerdir (Park ve ark. 2019). Ryu ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada, restorasyonların marjinal ve internal

uyumlarını değerlendirmişler ve optimum üretim açılarının 150° ve 180° olduğunu söylemişlerdir (Ryu ve ark. 2020). Alharbi ve arkadaşları, üst üste hizalama metodunu kullanarak 9 farklı açıda 3B baskı yöntemi ile üretilen kuronların 3B doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Bitirme ve parlatma için destek çubukların konumları da dikkate alınarak optimal üretim açısının 120° olduğu söylemişlerdir (Alharbi ve ark. 2016). Osman ve arkadaşları DLP türü 3B baskı cihazı ile üretilen kuronların 3B doğruluğunu karşılaştırdı ve en uygun üretim açısının 135° olduğunu bildirmişlerdir (Osman ve ark. 2017).

Üretim açısına bağlı olarak marjinal ve internal uyum değerlerindeki farklılıkların çeşitli nedenleri vardır. 3B baskı cihazı tarafından oluşturulan katmanın formu, üretim açısına bağlı olarak farklılık gösterir. DLP türü bir 3B yazıcı tek seferde bir katmanı polimerize ettiğinden, katmanda görülecek herhangi bir değişiklik, polimerizasyon büzülmesinin biçiminde ve derecesinde değişimlere neden olmaktadır. Ayrıca, destek çubukların konumu üretim açısıyla değişmektedir. Üretim hassasiyetindeki farklılıklar destek çubukların olmadığı bölgelerden kaynaklanabilir. Destek okluzal yüzeye yakın konumlandırılırsa destek çubukların uzaklaştırılması sırasında istenmeyen değişiklikler meydana gelebilmektedir (Ryu ve ark. 2020). Bazı çalışmalar, optimal üretim açısını bulmak için çeşitli algoritmalar önermiştir (Pandey ve ark. 2004; Paul ve Anand 2015). Çeşitli algoritmalar uygulandıktan sonra uyumdaki farklılıklar daha fazla çalışılmalıdır. 3B baskı ile üretimde katman kalınlığı, destek tipi ve platform üzerindeki konumu gibi çeşitli parametrelerin etkisini değerlendirmek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır (Ryu ve ark. 2020)

Diğer yandan 3B baskı teknolojileri hem üretim, hem program olarak güncel ve hızlı gelişen teknolojilerdir. 3B baskı cihazının yazma hızı, katman kalınlığı ve kompensasyon değerleri ile malzemenin mukavemetinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bunlar göz önüne alınarak cihaz parametreleri değiştirilerek klinik kullanıma en uygun dayanıklılıkta malzeme ve üretim kombinasyonu üzerine ileri araştırmalar yapılmalıdır.

Bu çalışmanın sınırlamaları, doğruluk ölçümü sırasında kuronlarla teması olmayan mavi ışıklı bir tarayıcının kullanımını içerir. Tarama spreyi ile eşit kaplamaya rağmen, kullanımı hatalara neden olabilir. Ayrıca, keser ve premolar dişler ve daha

fazla farklı açı ile üretilmiş 3B geçici restorasyon materyalleri ile gelecek çalışmalar planlanabilir.

6. SONUÇ

Bu in vitro çalışmada, kısıtlamalar dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir.

- 1) Geçici restorasyon materyalleri arasında CAD/CAM ile üretilen PMMA'lar daha iyi marjinal ve internal uyum göstermişlerdir. Ancak tüm gruplar literatürde belirtilen aralıktaydılar.
- 2) CAD/CAM ile üretilen geçiciler PMMA'lar en yüksek üretim doğruluğuna sahipken, en kötü ise konvansiyonel yöntem ile üretilen geçicilerdir.
- 3) Üretim açısı, üretim hassasiyetini etkilemektedir. Okluzal üretim açısında üretilen restorasyonların üretim hassasiyeti, diyagonal üretim açısında üretilen restorasyonlardan daha fazladır.
- 4) Yaşlandırma sonrası, en az CAD/CAM ile üretilen PMMA'lar aşınmıştır. En fazla aşınan ise 3B baskı yöntemi ile üretilen OTO, OTD, AD, AO gruplarıdır. Klinik olarak orta uzun dönem geçici restorasyon materyali olarak CAD/CAM ile üretilen PMMA geçici restorasyon materyali tercih edilmelidir.
- 5) 3B baskı yöntemi ile üretilen geçici restorasyonların, uzun süreli kullanımları için (6ay ve daha fazla) daha çok laboratuvar çalışmasına ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKÇA

- Abdullah, Pollington, & Liu. (2018). Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns. *Dental Materials Journal*, 37(6), 957–963. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-315>
- Abduo, Lyons, & Bennamoun. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/783948>
- Ahn, Huh, & Choi. (2019). In vitro evaluation of the wear resistance of provisional resin materials fabricated by different methods. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 57(2), 110. <https://doi.org/10.4047/jkap.2019.57.2.110>
- Al-Imam, Gram, Benetti, & Gotfredsen. (2018). Accuracy of stereolithography additive casts used in a digital workflow. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 580–585. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.05.020>
- Alghazzawi. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. In *Journal of Prosthodontic Research* (Vol. 60, Issue 2, pp. 72–84). J Prosthodont Res. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Alharbi, Osman, & Wismeijer. (2016). Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(5), 503–510. <https://doi.org/10.11607/ijp.4835>
- Alt. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339–347. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.012>
- Andersson, Carlsson, Persson, & Bergman. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 187–193. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90305-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90305-4)
- Andersson, & Odén. (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59–64. <https://doi.org/10.3109/00016359309041149>
- Angwarawong, Reepomaha, & Angwaravong. (2020). Influence of thermomechanical aging on marginal gap of CAD-CAM and conventional interim restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 566.e1-566.e6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.036>
- Anusavice. (2003). *No Title*.
- Baba, Goodacre, Goodacre, Müller, & Wagner. (2021). CAD/CAM Complete Denture Systems and Physical Properties: A Review of the Literature. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 113–124. <https://doi.org/10.1111/jopr.13243>
- Bai, Wagner, & Williams. (2020). Effect of bimodal powder mixture on powder packing density and sintered density in binder jetting of metals. *Proceedings - 26th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2015*, 758–771.
- Balkenhol, Mautner, Ferger, & Wöstmann. (2008). Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. *Journal of Dentistry*, 36(1), 15–20. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.10.001>
- Bandyopadhyay, Bose, & Das. (2015). 3D printing of biomaterials. *MRS Bulletin*, 40(2), 108–114. <https://doi.org/10.1557/mrs.2015.3>
- Bardelcik, Yang, Alderson, & Gadsden. (2021). The effect of wash treatment on the mechanical properties and energy absorption potential of a 3D printed polymethyl methacrylate (PMMA). *Materials Today Communications*, 26, 101728. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101728>
- Baysal, & Ayyıldız. (2014). SABİT BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİN KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,

2013(1), 16–23.

- Beuer, Schweiger, & Edelhoff. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Bindl, & Mörmann. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 111(2), 163–169. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2003.00022.x>
- Birnbaum, N. S., Aaronson, Stevens, & Cohen. (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*, 57, 5(4), 70–4.
- Birnbaum, Nathan S., & Aaronson. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29(8).
- Boberick, & Bachstein. (1999). 1998 Judson C. Hickey Scientific Writing Award. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(1), 90–93. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70132-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70132-0)
- Borlaf, Serra-Capdevila, Colominas, & Graule. (2019). Development of UV-curable ZrO₂ slurries for additive manufacturing (LCM-DLP) technology. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(13), 3797–3803. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2019.05.023>
- Bosch, Ender, & Mehl. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425–1431. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.012>
- Brian. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. www.quintpub.com
- Brown, Currier, Kadioglu, & Kierl. (2018). Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 154(5), 733–739. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.06.009>
- Brukl, & Philp. (1987). The fit of molded all-ceramic, twin foil, and conventional ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 58(4), 408–413. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90264-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90264-2)
- Bud, Bocanet, Muntean, Vlasa, Bucur, Păcurar, Dragomir, Olteanu, & Bud. (2021). Accuracy of Three-Dimensional (3D) Printed Dental Digital Models Generated with Three Types of Resin Polymers by Extra-Oral Optical Scanning. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 1908. <https://doi.org/10.3390/jcm10091908>
- Burns, Beck, & Nelson. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474–497. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00259-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00259-2)
- Çelik, Ç., & Gemalmaz. (2002). Comparison of Marginal Integrity of Ceramic and Composite Veneer Restorations Luted with Two Different Resin Agents: An in Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1), 59–64.
- Çelik, G., Üsümez, & Sari. (2013). Bilgisayar destekli dis hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82. <https://doi.org/10.7126/cdj.2012.1545>
- Cha, Park, Kim, & Lee. (2020). Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(3), 387–394. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.09.004>
- Chandran, Jagger, Jagger, & Barbour. (2010). Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 20(5), 243–249. <https://doi.org/10.3233/BME-2010-0638>
- Chaturvedi, Alqahtani, Addas, & Alfarsi. (2020). Marginal and internal fit of provisional crowns fabricated using 3D printing technology. *Technology and Health Care*, 28(6), 635–642. <https://doi.org/10.3233/THC-191964>
- Christensen, G. J. (1996). Provisional restorations for fixed prosthodontics. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 127(2), 249–252. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1996.0177>

- Christensen, Gordon J. (2008). Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *Journal of the American Dental Association*, 139(6), 761–763. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0258>
- Contrepois, Soenen, Bartala, & Laviolle. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6). <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003>
- Crispin, Watson, & Caputo. (1980). The marginal accuracy of treatment restorations: A comparative analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44(3), 283–290. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90012-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90012-8)
- Crump. (1989). Apparatus and Method for Creating Three-Dimensional Objects. In *US Patent 5,121,329*. <https://patents.google.com/patent/US5121329A/en>
- Davidoff. (1982). Heat-processed acrylic resin provisional restorations: An in-office procedure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(6), 673–675. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(82\)80026-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(82)80026-7)
- Davidowitz, & Kotick. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 55, Issue 3, pp. 559–570). <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- Dawes, Langley, & Clayton. (2017). Optimizing Metal Powders for Additive Manufacturing What Makes a Good AM Metal Powder? *Additive Manufacturing Magazine*, 1–5. <https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-85075501409&origin=resultslist>
- Dawood, Marti, Sauret-Jackson, & Darwood. (2015). 3D printing in dentistry. *BDJ*, 219, 521–529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- DeLong. (2006). Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials*, 22(8), 702–711. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.003>
- Denry, & Kelly. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Dumfahrt, & Göbel. (1999). Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(3), 281–285. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70081-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70081-8)
- Emtiaz, & Tarnow. (1998). Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 484–488. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70166-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70166-0)
- Enjoy the scan.* (2018).
- Fasbinder. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. In *Journal of the American Dental Association* (Vol. 137, Issue 9 SUPPL., pp. 22S-31S). J Am Dent Assoc. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0395>
- Galante, Figueiredo-Pina, & Serro. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. In *Dental Materials* (Vol. 35, Issue 6, pp. 825–846). Dent Mater. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.026>
- Gale, & Darvell. (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)
- Galhano, Pellizzer, & Mazaro. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6). <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31826b8043>
- Göncü Başaran. (2011). Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design-computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(3), 144–150. <https://doi.org/10.3109/00016357.2010.545034>
- Good, Mitchell, Pintado, & Douglas. (2009). Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *Journal of Dentistry*, 37(1), 65–75. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.09.011>
- Gross, Erkal, Lockwood, Chen, & Spence. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Analytical Chemistry*, 86(7), 3240–3253.

<https://doi.org/10.1021/ac403397r>

- Guo, & Leu. (2013). Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. In *Frontiers of Mechanical Engineering* (Vol. 8, Issue 3, pp. 215–243). <https://doi.org/10.1007/s11465-013-0248-8>
- Ha, & Cho. (2016). Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 439–448. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.6.439>
- Haddadi, Bahrami, & Isidor. (2019). Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression—a split-mouth randomised clinical study. *Clinical Oral Investigations*, 23(11), 4043–4050. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02840-0>
- Halldorsson, Lucumi, Gómez-Sjöberg, & Fleming. (2015). Advantages and challenges of microfluidic cell culture in polydimethylsiloxane devices. In *Biosensors and Bioelectronics* (Vol. 63, pp. 218–231). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2014.07.029>
- Hamza, Rosenstiel, El-Hosary, & Ibraheem. (2006). Fracture resistance of fiber-reinforced PMMA interim fixed partial dentures. *Journal of Prosthodontics*, 15(4), 223–228. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00110.x>
- Haselton, Diaz-Arnold, & Vargas. (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 225–228. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.121406>
- Heintze, Albrecht, Cavalleri, & Steiner. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, 27(2), e10–e19. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.004>
- Heintze, Cavalleri, Forjanic, Zellweger, & Rousson. (2006). A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials*, 22(11), 1051–1062. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.08.010>
- Ho. (2017). Provisionalisation for porcelain laminate veneers. In *Practical Procedures in Aesthetic Dentistry* (pp. 216–219). Wiley Blackwell. <https://doi.org/10.1002/9781119324911.ch7.3>
- Holmes, Bayne, Holland, & Sulik. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 405–408. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90170-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(89)90170-4)
- ISO 5725. (1994). Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions. In *Measurement: Vol. ISO 5725-1*. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5725:-1:ed-1:v1:en>
- Jang, Sim, Park, Kim, Kim, & Kim. (2020). Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 135–142. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.11.004>
- Jin, Yoon, Yeo, Kim, & Han. (2020). The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 473–482. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.014>
- Joniot, Salomon, Dejou, & Grégoire. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Kang, Park, Kim, & Kim. (2018). Accuracy of provisional crowns made using stereolithography apparatus and subtractive technique. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(5), 354–360. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.5.354>
- Kannan, Abraham Mathew, & Savarimuthu Paulraj. (2020). INTRAORAL SCANNING SYSTEMS - A CURRENT OVERVIEW. *International Journal of Advanced Research*, 8(10), 1214–1223. <https://doi.org/10.21474/ijar01/11956>
- Karl, & Kelly. (2009). Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental Materials*, 25(11), 1426–1432. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.015>
- Katreva, Dikova, Abadzhiev, Tonchev, Dzhendov, Simov, Angelova, Pavlova, & Doychinova. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*,

2(1), 7. <https://doi.org/10.14748/ssmd.v1i1.1446>

- Kelly. (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, Hickel, & Reymus. (2020). 3D printing in dentistry-state of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40. <https://doi.org/10.2341/18-229-L>
- Kihara, Hatakeyama, Komine, Takafuji, Takahashi, Yokota, Oriso, & Kondo. (2020). Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. In *Journal of Prosthodontic Research* (Vol. 64, Issue 2, pp. 109–113). J Prosthodont Res. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.07.010>
- Kirsch, Ender, Attin, & Mehl. (2017). Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clinical Oral Investigations*, 21(2), 551–558. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1916-y>
- Kokubo, Ohkubo, Tsumita, Miyashita, Von Steyern, & Fukushima. (2005). Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(7), 526–530. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01458.x>
- Krug. (1975). Temporary resin crowns and bridges. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 313–320. <https://europepmc.org/article/med/1090465>
- Lee, M. P., Cooper, Hinkley, Gibson, Padgett, & Cronin. (2015). Development of a 3D printer using scanning projection stereolithography. *Scientific Reports*, 5. <https://doi.org/10.1038/srep09875>
- Lee, W. S., Lee, & Lee. (2017). Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), 265–270. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.4.265>
- Leinfelder, Isenberg, & Essig. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of the American Dental Association* (1939), 118(6), 703–707. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1989.0156>
- Ligon, Liska, Stampfl, Gurr, & Mülhaupt. (2017). Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. In *Chemical Reviews* (Vol. 117, Issue 15, pp. 10212–10290). Chem Rev. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.7b00074>
- Liu. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. In *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)* (Vol. 26, Issue 7). https://www.academia.edu/45510680/A_panorama_of_dental_CAD_CAM_restorative_systems
- Liu, & Essig. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. In *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)* (Vol. 29, Issue 8).
- Lowe. (1987). The art and science of provisionalization. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 7(3), 64–73. <https://europepmc.org/article/med/3316084>
- Lu, Mapili, Suhali, Chen, & Roy. (2006). A digital micro-mirror device-based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 77(2), 396–405. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.30601>
- Lui, Setcos, & Phillips. (1986). Temporary restorations: a review. In *Operative dentistry* (Vol. 11, Issue 3, pp. 103–110). <https://europepmc.org/article/med/3532042>
- Luqmani, Jones, Andiappan, & Cobourne. (2020). A comparison of conventional vs automated digital Peer Assessment Rating scoring using the Carestream 3600 scanner and CS Model+ software system: A randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 157(2), 148-155.e1. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2019.10.011>
- Luthardt, Bornemann, Lemelson, Walter, & Hüls. (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(6), 680–685. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15686096>
- Mair, Stolarski, Vowles, & Lloyd. (1996). Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of Dentistry*, 24(1–2), 141–148. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00043-7)

- Mangano, Gandolfi, Luongo, & Logozzo. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>
- Mansfield, Torres, Yu, & Wu. (2019). A review on additive manufacturing of ceramics. *ASME 2019 14th International Manufacturing Science and Engineering Conference, MSEC 2019, 1*. <https://doi.org/10.1115/MSEC2019-2886>
- Mayer, Stawarczyk, Vogt, Hickel, Edelhoff, & Reymus. (2021). Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material. *Clinical Oral Investigations*, 25(10), 5987–5996. <https://doi.org/10.1007/s00784-021-03905-9>
- Menditto, Patriarca, & Magnusson. (2007). Understanding the meaning of accuracy, trueness and precision. *Accreditation and Quality Assurance*, 12(1), 45–47. <https://doi.org/10.1007/s00769-006-0191-z>
- Meteyer, Xu, Perry, & Zhao. (2014). Energy and material flow analysis of binder-jetting additive manufacturing processes. *Procedia CIRP*, 15, 19–25. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2014.06.030>
- Mitchell, Pintado, & Douglas. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 575–584. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114268>
- Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. In *Dental Materials Journal* (Vol. 28, Issue 1, pp. 44–56). Dent Mater J. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>
- Mörmann. (2006). The evolution of the CEREC system. In *Journal of the American Dental Association* (Vol. 137, Issue 9 SUPPL.). J Am Dent Assoc. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0398>
- Moy, & Parminter. (2005). Chairside preparation of provisional restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9 SUPPL.), 80–88. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.159>
- Myagmar, Lee, Ahn, Yeo, Yoon, & Han. (2021). Wear of 3D printed and CAD/CAM milled interim resin materials after chewing simulation. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(3), 144–151. <https://doi.org/10.4047/JAP.2021.13.3.144>
- Nawafleh, Mack, Evans, Mackay, & Hatamleh. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419–428. <https://doi.org/10.1111/jopr.12006>
- Nulty. (2021). 3D Printing Part 1 - A History and Literature Review Of 3D Printing in Dentistry. *Dent. J, 2021*. <https://doi.org/10.20944/PREPRINTS202105.0221.V1>
- Oberoi, Nitsch, Edelmayr, Janjic, Müller, & Agis. (2018). 3D printing-Encompassing the facets of dentistry. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 6, Issue NOV). Front Bioeng Biotechnol. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2018.00172>
- Osman, R., Alharbi, & Wismeijer. (2017). Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 182–188. <https://doi.org/10.11607/ijp.5117>
- Osman, Y. I., & Owen. (1993). Flexural strength of provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(1), 94–96. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(93\)90038-P](https://doi.org/10.1016/0022-3913(93)90038-P)
- Pandey, Thrimurthulu, & Reddy. (2004). Optimal part deposition orientation in FDM by using a multicriteria genetic algorithm. *International Journal of Production Research*, 42(19), 4069–4089. <https://doi.org/10.1080/00207540410001708470>
- Park, G. S., Kim, Heo, Koak, & Seo. (2019). Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. *Materials*, 12(16). <https://doi.org/10.3390/ma12162533>
- Park, H. R., Park, Chun, Lee, & Kim. (2015). Changes in views on digital intraoral scanners among dental hygienists after training in digital impression taking. *BMC Oral Health*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-015-0140-5>
- Park, J. M. (2016). Comparative analysis on reproducibility among 5 intraoral scanners: Sectional analysis according to restoration type and preparation outline form. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5), 354–362. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.5.354>

- Park, J. M., Ahn, Cha, & Lee. (2018). Wear resistance of 3D printing resin material opposing zirconia and metal antagonists. *Materials*, 11(6). <https://doi.org/10.3390/ma11061043>
- Park, S. M., Park, Kim, Heo, & Koak. (2020). Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials*, 13(18). <https://doi.org/10.3390/ma13183970>
- Park, Y.-W., & You. (2018). Direction of improvement of reproducibility through shape distortion of fused deposition 3D printing. *J. of Basic Design & Art*, 19, 195–204.
- Paul, & Anand. (2015). Optimization of layered manufacturing process for reducing form errors with minimal support structures. *Journal of Manufacturing Systems*, 36, 231–243. <https://doi.org/10.1016/j.jmsy.2014.06.014>
- Peng, Chung, Yau, & Ramos. (2020). Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 514–522. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.024>
- Piwowarczyk, Ottl, Lauer, & Kuretzky. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava™ all-ceramic system. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 39–45. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00003.x>
- Polzin, Spath, & Seitz. (2013). Characterization and evaluation of a PMMA-based 3D printing process. *Rapid Prototyping Journal*, 19(1), 37–43. <https://doi.org/10.1108/13552541311292718>
- Prasad, Kader, Sujatha, Raj, & Patil. (2018). 3D printing in dentistry. *Journal of 3D Printing in Medicine*, 2(3), 89–91. <https://doi.org/10.2217/3dp-2018-0012>
- Price, & Noujeim. (2015). Clinical Applications of Digital Dental Technology. In *Clinical Applications of Digital Dental Technology*. <https://doi.org/10.1002/9781119045564>
- Prudente, Davi, Nabbout, Prado, Pereira, Zancopé, & Neves. (2018). Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 377–383. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.024>
- Rahmé, Tehini, Adib, Ardo, & Rifai. (2008). In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera® crowns. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(2), 025–032. <https://www.researchgate.net/publication/5586637>
- Raigrodski. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 48, Issue 2, pp. 531–544). Dent Clin North Am. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.008>
- Rayyan, Aboushelib, Sayed, Ibrahim, & Jimbo. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.007>
- Reeponmaha, Angwaravong, & Angwarawong. (2020). Comparison of fracture strength after thermomechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 218–224. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.218>
- Reich, Wichmann, Nkenke, & Proeschel. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113(2), 174–179. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x>
- Reiss. (2007). Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *International Journal of Computerized Dentistry*, 10(1), 69–75. <https://www.quintessence-publishing.com/deu/en/article/833357>
- Rekow, E. D. (1993). High-technology innovations--and limitations--for restorative dentistry. In *Dental Clinics of North America* (Vol. 37, Issue 3, pp. 513–524). <https://europepmc.org/article/med/8349002>
- Rekow, E. D., Silva, Coelho, Zhang, Guess, & Thompson. (2011). Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. In *Journal of Dental Research* (Vol. 90, Issue 8, pp. 937–952). J Dent Res. <https://doi.org/10.1177/0022034510391795>
- Rekow, E. Dianne. (2020). Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*, 36(1), 9–24. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.08.103>

- Revilla-León. (2020). Additive manufacturing technologies for processing zirconia in dental applications: A literature review on current status and future perspectives. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23(1), 27–37.
- Rieder. (1989). Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 9(2), 122–139. <https://europepmc.org/article/med/2636221>
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto. (2006). *No Title*.
- Rues, Huber, Rammelsberg, & Stober. (2011). Effect of impact velocity and specimen stiffness on contact forces in a weight-controlled chewing simulator. *Dental Materials*, 27(12), 1267–1272. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.007>
- Ryu, Kim, Kong, Chang, & Jung. (2020). Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(4), 225–232. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.4.225>
- Sakaguchi, Douglas, DeLong, & Pintado. (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 2(6), 235–240. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(86\)80034-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(86)80034-3)
- Sampaio, Niemann, Schweitzer, Hirata, & Atria. (2021). Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(3), 487–495. <https://doi.org/10.1111/jerd.12651>
- Sannino, Germano, Arcuri, Bigelli, Arcuri, & Barlattani. (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *ORAL & Implantology*, 7(3), 57.
- Santerre, Shajii, & Leung. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 12(2), 136–151. <https://doi.org/10.1177/10454411010120020401>
- Schaub, Chu, & Montgomery. (1997). Optimizing Stereolithography Throughput. *Journal of Manufacturing Systems*, 16(4), 290–303. [https://doi.org/10.1016/s0278-6125\(97\)89099-1](https://doi.org/10.1016/s0278-6125(97)89099-1)
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett. (1997). *No Title*.
- Siadat, Alikhasi, & Beyabanaki. (2017). Interim Prosthesis Options for Dental Implants. In *Journal of Prosthodontics* (Vol. 26, Issue 4, pp. 331–338). J Prosthodont. <https://doi.org/10.1111/jopr.12421>
- Singla, Misha; Padmaja, K., Arora, J., Shah. (2016). *Provisional Restorations in Fixed Prosthodontics*. 1(4), 1–12.
- Smay, Cesarano, & Lewis. (2002). Colloidal inks for directed assembly of 3-D periodic structures. *Langmuir*, 18(14), 5429–5437. <https://doi.org/10.1021/la0257135>
- Smith. (1998). Planning and Making Crowns and Bridges. In *Planning and Making Crowns and Bridges*. Informa Healthcare. <https://doi.org/10.3109/9780203419557>
- Srivastava, Garg, Sharma, Alba-Baena, Sachdeva, Chand, & Singh. (2020). Multi-physics continuum modelling approaches for metal powder additive manufacturing: a review. In *Rapid Prototyping Journal* (Vol. 26, Issue 4, pp. 737–764). <https://doi.org/10.1108/RPJ-07-2019-0189>
- Stawarczyk, Özcan, Trottmann, Schmutz, Roos, & Hämmerle. (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(5), 325–332. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60309-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60309-1)
- Steiner, Mitsias, Ludwig, & Kern. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494–499. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.09.010>
- Tahayeri, Morgan, Fugolin, Bompolaki, Athirasala, Pfeifer, Ferracane, & Bertassoni. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.10.003>
- Taneva, & Uzunov. (2020). Influence of post-polymerization processing on the mechanical characteristics of 3D-printed occlusal splints. *Journal of Physics: Conference Series*, 1492(1), 12018. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1492/1/012018>

- Taşın, Ismatullaev, & Usumez. (2021). Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.027>
- Ting-shu, & Jian. (2015). Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313–321. <https://doi.org/10.1111/jopr.12218>
- Tinschert, Natt, Hassenpflug, & Spiekermann. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25–45. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15317306>
- Unkovskiy, Bui, Schille, Geis-Gerstorfer, Huettig, & Spintzyk. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>
- Ushiwata, & de Moraes. (2000). Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 362–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70141-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70141-7)
- Uzun. (2008). An overview of dental cad/cam systems. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 22(1), 530–535. <https://doi.org/10.1080/13102818.2008.10817506>
- Vahidi, Egloff, & Panno. (1991). Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(4), 426–431. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90499-M](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90499-M)
- Van Noort. (2012). The future of dental devices is digital. In *Dental Materials* (Vol. 28, Issue 1, pp. 3–12). Dent Mater. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>
- von FRAUNHOFER. (1976). SCIENTIFIC ASPECTS OF DENTAL MATERIALS. *International Endodontic Journal*, 9(1), 30–31. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.1976.tb01236.x>
- Vult Von Steyern, Carlson, & Nilner. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180–187. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x>
- Wang, Yu, Liu, Jiang, & Gao. (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>
- Watts, McAndrew, & Lloyd. (1987). Thermal Diffusivity of Composite Restorative Materials. *Journal of Dental Research*, 66(10), 1576–1578. <https://doi.org/10.1177/00220345870660101201>
- Wiley, & Incorporated. (2006). *Noorani R. Rapid prototyping: principles and applications*.
- Williams, Bibb, Eggbeer, & Collis. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 96–99. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.05.029>
- Wong, & Hernandez. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012, 1–10. <https://doi.org/10.5402/2012/208760>
- Yang, & Miyanaji. (2020). Ceramic additive manufacturing: A review of current status and challenges. *Solid Freeform Fabrication 2017: Proceedings of the 28th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF 2017*, 652–679.
- Yao, Li, Wang, & Huang. (2014). Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 649–657. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.012>
- Yap, Teoh, Hastings, & Lu. (1997). Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. In *Journal of Oral Rehabilitation* (Vol. 24, Issue 8, pp. 574–580). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1997.tb00376.x>
- Yu, Son, & Lee. (2021). Evaluation of intaglio surface trueness and margin quality of interim crowns in accordance with the build angle of stereolithography apparatus 3-dimensional printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 231–237. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.04.028>

- Zaharia, Gabor, Gavrilovici, Stan, Idorasi, Sinescu, & Negruțiu. (2017). Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(1), 50–53. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0032>
- Zhang, Wu, & Shi. (2020). Additive manufacturing of zirconia ceramics: a state-of-the-art review. In *Journal of Materials Research and Technology* (Vol. 9, Issue 4, pp. 9029–9048). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.05.131>
- Zimmermann, Mehl, Reich, & Mörmann. (2015). Intraoral scanning systems – a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1818(22), 101–129.
- Zocca, Colombo, Gomes, & Günster. (2015). Additive Manufacturing of Ceramics: Issues, Potentialities, and Opportunities. *Journal of the American Ceramic Society*, 98(7), 1983–2001. <https://doi.org/10.1111/jace.13700>

